

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 405 829**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.08.2005 E 05785429 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.02.2013 EP 1788966**

54 Título: **Detección de caries utilizando diferenciales en el tiempo entre impulsos de excitación y de retorno**

30 Prioridad:

13.08.2004 US 601437 P

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

04.06.2013

73 Titular/es:

**BIOLASE, INC. (100.0%)
4 Cromwell
Irvine, CA 92618, US**

72 Inventor/es:

**RIZOIU, IOANA M. y
BOUTOUSSOV, DMITRI**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 405 829 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

Detección de caries utilizando diferenciales en el tiempo entre impulsos de excitación y de retorno.

Referencia cruzada con solicitudes relacionadas.

5 Esta solicitud reivindica el beneficio de la solicitud provisional de EE.UU. nº 60/601.437 (nº de expediente BI9805PR), presentada el 13 de agosto de 2004 y titulada *CARIES DETECTION USING TIMING DIFFERENTIALS BETWEEN EXCITATION AND RETURN PULSES*. Esta invención está relacionada con la solicitud de EE.UU. nº 11/186.619 (nº de expediente BI9798P), presentada el 20 de julio de 2005 y titulada *CONTRA-ANGLE ROTATING HANDPIECE HAVING TACTILE-FEEDBACK TIP FERRULE*, y la solicitud de EE.UU. nº 11/203.677 (nº de expediente BI9806EP), presentada el 12 de agosto de 2005 y titulada *LASER HANDPIECE ARCHITECTURE AND METHODS*.
10

Antecedentes de la invención.

Campo de la invención.

La presente invención está relacionada en general con dispositivos procesales de energía electromagnética y, más particularmente, con el uso de un dispositivo de energía electromagnética utilizado en aplicaciones dentales.

15 Descripción de la técnica relacionada.

La detección temprana de caries dental es un método importante para favorecer la salud dental. Mientras que los métodos tradicionales de detección de caries dental se basan en la observación visual de un dentista, se han desarrollado otras técnicas que pueden ser capaces de aumentar la capacidad de un profesional dental para detectar las caries dentales. Por lo menos uno de estos métodos, descrito más plenamente en la patente de EE.UU. nº 5.306.144, titulada *DEVICE FOR DETECTING DENTAL CARIES*, implica el uso de un láser que dirige luz monocromática sobre un diente. Se sabe que las zonas cariadas del diente responden a la luz mediante la emisión de radiación fluorescente que es característica de la caries y que difiere en intensidad y distribución espectral de la radiación devuelta desde un diente sano. La radiación reflejada, por lo tanto, se puede utilizar para detectar la caries dental. En la técnica anterior existe la necesidad de mejorar la sensibilidad y el contenido de la información de la detección de caries dental.
20
25

El documento GB-A-2352512 describe un conjunto de sonda para el examen de una muestra, el conjunto comprende una sonda, unos medios de comunicación para comunicar señales hacia y/o desde la sonda, un emisor para emitir radiación para irradiar la muestra y un detector de radiación electromagnética para detectar la radiación que se transmite o refleja desde la muestra. El emisor comprende un miembro de conversión de frecuencia que emite radiación en respuesta a ser irradiado con radiación de entrada que tiene una frecuencia diferente a la radiación emitida.
30

Compendio de la invención.

La presente invención se define en las reivindicaciones actuales 1 y 7. Aborda esta necesidad, proporcionando un método para detectar caries dental que comprende dirigir impulsos de excitación de energía láser hacia una superficie de un diente y recibir los correspondientes impulsos de retorno de radiación fluorescente en respuesta a la energía láser. Según una implementación del método, se determina un retraso de tiempo entre los impulsos de excitación y los impulsos de retorno.
35

Una realización de la presente invención puede incluir un aparato para detectar caries dental que comprende un dispositivo láser capaz de generar impulsos de excitación de energía láser, un sistema de entrega capaz de dirigir los impulsos de excitación hacia la superficie de un diente y un detector capaz de recibir impulsos de retorno de radiación fluorescente según los impulsos de excitación. El aparato también puede incluir un controlador capaz de medir un retraso de tiempo entre la transmisión de impulsos de excitación y la recepción de los correspondientes impulsos de retorno.
40

Cualquier característica o combinación de características que se describen en esta memoria están incluidas dentro del alcance de la presente invención, siempre que las características incluidas en tal combinación no sean mutuamente incompatibles como será evidente a partir del contexto, esta memoria descriptiva y el conocimiento de un experto en la técnica. A los efectos de compendio de la presente invención, en esta memoria se describen ciertos aspectos, ventajas y características novedosas de la presente invención. Por supuesto, hay que entender que no necesariamente todos esos aspectos, ventajas o características se incorporarán en cualquier realización particular de la presente invención. Ventajas y aspectos adicionales de la presente invención son evidentes en la siguiente descripción detallada y en las reivindicaciones que siguen.
45
50

Breve descripción de las figuras.

La FIG. 1 es un diagrama pictórico de un sistema de entrega capaz de transferir energía electromagnética a un lugar de tratamiento según un ejemplo de la presente invención;

La FIG. 2 es un diagrama pictórico que ilustra detalles de un conector según un ejemplo de la presente invención;

- 5 La FIG. 3 es un diagrama en perspectiva de una realización del módulo que puede conectarse a una unidad base de láser y que puede aceptar el conector ilustrado en la FIG. 2;

La FIG. 4 es una vista frontal de la realización del módulo ilustrado en la FIG. 3;

La FIG. 5 es una vista en sección transversal del módulo ilustrado en la FIG. 4, la sección transversal se ha tomado a lo largo de una línea 5-5' de la FIG. 4;

- 10 La FIG. 6 es otra vista en sección transversal del módulo ilustrado en la FIG. 4, la sección transversal se ha tomado a lo largo de una línea 6-6' de la FIG. 4;

La FIG. 7 es un diagrama pictórico de una realización del conducto mostrado en la FIG. 1;

La FIG. 8 es un diagrama en corte parcial de una extremidad de pieza de mano según un ejemplo de la presente invención;

- 15 La FIG. 8a es un diagrama pictórico en detalle de la extremidad de la pieza de mano de la FIG. 8 que ilustra una cámara de mezcla para aire y agua de pulverización;

La FIG. 9 es una vista en sección de un miembro proximal de la FIG. 7 tomada a lo largo de la línea 9-9' de la FIG. 7;

La FIG. 10 es una vista en sección transversal de una extremidad de pieza de mano tomada a lo largo de la línea 10-10' de la FIG. 8;

- 20 La FIG. 11 es una diagrama en sección transversal de otra realización de la extremidad de pieza de mano tomada a lo largo de la línea 10-10' de la FIG. 8;

La FIG. 12 es un diagrama en sección transversal de otra realización de la extremidad de pieza de mano de energía electromagnética tomada a lo largo de la línea 12-12' de la FIG. 8; y

- 25 La FIG. 13 es un diagrama de flujo que describe una implementación de un método para detectar caries dental según una implementación de la presente invención;

La FIG. 14 es un diagrama de flujo que ilustra una técnica para determinar un retraso de tiempo relativo según un ejemplo de la presente invención; y

La FIG. 15 es un diagrama de bloques de una parte de un ejemplo de aparato que puede ser utilizado para detectar caries dental según una aplicación de la presente invención.

- 30 **Descripción detallada de la invención.**

Ahora se hará referencia con detalle a las realizaciones preferidas en este momento de la presente invención, cuyos ejemplos se ilustran en los dibujos adjuntos. Siempre que sea posible, en los dibujos se utilizan los mismos números de referencia o similares y descripción para referirse a las mismas o piezas similares. Cabe señalar que los dibujos son de forma simplificada y no son a escala exacta. En referencia a la descripción que hay en esta memoria, solo con la finalidad de conveniencia y mayor claridad, los términos de dirección, tal como superior, inferior, izquierda, derecha, arriba, abajo, sobre, encima, debajo, bajo, detrás y delante, se utilizan con respecto a los dibujos adjuntos. Tales términos direccionales no deben interpretarse en el sentido de limitar el alcance de la invención de ninguna manera.

- 35 Aunque la descripción de esta memoria se refiere a ciertas realizaciones ilustradas, se entiende que estas realizaciones se presentan a modo de ejemplo y no a modo de limitación. La intención de la siguiente descripción detallada, aunque se comentan ejemplos de realizaciones, se interpretará en el sentido de cubrir todas las modificaciones, alternativas y equivalentes de las realizaciones que puedan encontrarse dentro del alcance de la invención tal como se define en las reivindicaciones adjuntas. Hay que entender y apreciar que las etapas del proceso y las estructuras descritas en esta memoria no abarcan un completo flujo de proceso para el funcionamiento de dispositivos láser. La presente invención puede ponerse en práctica conjuntamente con diversas técnicas que se utilizan convencionalmente en la técnica, y en esta memoria sólo se incluyen las etapas de proceso puestas en práctica comúnmente según sean necesarias para facilitar la comprensión de la presente invención. La presente invención tiene aplicabilidad en el campo de dispositivos láser en general. Con fines ilustrativos, no obstante, la siguiente descripción se refiere a un dispositivo láser médico y a un método para hacer funcionar el dispositivo láser
- 40
- 45
- 50 médico para realizar funciones quirúrgicas.

Haciendo referencia en particular a los dibujos, la FIG. 1 des un diagrama pictórico de un sistema de entrega capaz de transferir energía láser a un lugar de tratamiento. La realización ilustrada comprende una pieza de mano de energía electromagnética 20 que se conecta a una unidad base de energía electromagnética, tal como una unidad base de láser 30, utilizando un elemento de enlace 25. El elemento de enlace 25 puede comprender un conducto 35, que puede incluir una o más fibras ópticas, tubos de aire, tubos de agua y similares. El elemento de enlace 25 puede comprender además un conector 40 que une el conducto 35 a la unidad base de láser 30. El conector 40 puede ser un conector de identificación como se describe con más detalle en la solicitud de EE.UU. nº 11/192.334, presentada el 27 de julio de 2005, titulada *IDENTIFICATION CONNECTOR FOR A MEDICAL LASER HANDPIECE*, cuyo contenido entero se incorpora en la presente memoria por referencia. La pieza de mano de energía electromagnética 20 puede comprender una parte alargada 22 y una extremidad 45 de pieza de mano formada como una prolongación de la parte alargada 22. La parte alargada 22 puede tener dispuestas en la misma una pluralidad de fibras ópticas que pueden conectarse o que son las mismas que las fibras ópticas incluidas en el conducto 35. Una parte proximal (es decir, que está relativamente más cerca de la unidad base de láser 30) 21 y una parte distal (es decir, relativamente más alejada de la unidad base de láser 30) 50 pueden disponerse en el respectivo extremo proximal y distal de la pieza de mano de energía electromagnética 20. La parte distal 50 tiene sobresaliendo de la misma una extremidad 55 de fibra, que se describe a continuación con más detalle haciendo referencia a la FIG. 8. Según se ilustra, el elemento de enlace 25 tiene un primer extremo 26 y un segundo extremo 27. El primer extremo 26 se acopla con un receptáculo 32 de la unidad base de láser 30, y el segundo extremo 27 se acopla a la parte proximal 21 de la pieza de mano de energía electromagnética 20. El conector 40 puede conectarse mecánicamente a la unidad base de láser 30 con una conexión roscada al receptáculo 32 que forma parte de la unidad base de láser 30.

En la FIG. 2 se ilustra con mayor detalle una realización de un conector 40. La realización ilustrada comprende una conexión 60 de guía de entrega de rayo láser que puede comprender, por ejemplo, una fibra óptica de tratamiento 65 capaz de transmitir energía láser a la pieza de mano de energía electromagnética 20 (FIG. 1). La realización ilustrada comprende además una pluralidad de conexiones auxiliares que comprenden, en este ejemplo, una conexión de realimentación 115, una conexión de luz de iluminación 100, una conexión de aire de pulverización 95, y una conexión de agua de pulverización 90, que pueden conectarse a la unidad base de láser 30 (FIG. 1). La pluralidad de conexiones auxiliares pueden comprender además conexiones no visibles en la FIG. 2, tal como una conexión de luz de excitación y una conexión de aire de refrigeración.

La realización del conector 40 ilustrado en la FIG. 2 comprende además una parte roscada 70 que puede emparejarse y proporcionar de ese modo la conexión con el receptáculo 32 en la unidad base de láser 30 (FIG. 1).

La FIG. 3 es un diagrama en perspectiva de una realización de un módulo que puede conectarse a, y formar parte de, una unidad base de láser 30 (FIG. 1) y que además puede aceptar al conector 40 (FIG. 2). La realización ilustrada comprende una placa 75 que puede sujetarse a una unidad base de láser 30 por medio de, por ejemplo, tornillos insertados en agujeros 76. El módulo comprende un receptáculo 32 que puede estar roscado en una superficie interior 80 para coincidir con unas roscas 70 en el conector 40 (FIG. 2). (Las roscas no se muestran en la FIG. 3.) La realización del módulo comprende además un acoplamiento de energía láser 61 acoplado a la conexión de guía de entrega 60 (FIG. 2) de rayo láser, el acoplamiento de energía láser 61 es capaz de proporcionar energía láser al sistema de entrega. La realización comprende además una pluralidad de acoplamientos auxiliares, incluidos un acoplamiento de aire de pulverización 96, un acoplamiento de agua de pulverización 91, un acoplamiento de aire de refrigeración 111 y un acoplamiento de luz de excitación 106. La realización aún comprende además un acoplamiento de realimentación y un acoplamiento de luz de iluminación que no son visibles en el diagrama. Puede incluirse una o más ranuras 85 de chaveta para asegurar que el conector 40 se conecta al receptáculo 32 con una correcta orientación.

La FIG. 4 es una vista frontal de la realización del módulo ilustrado en la FIG. 3. La vista de la FIG. 4 ilustra la placa 75 y los agujeros 76 que pueden utilizarse para asegurar el módulo de placa a la unidad base de láser, tal como la unidad base de láser 30 ilustrada en la FIG. 1. Además se ilustra el acoplamiento de energía láser 61, el acoplamiento de realimentación 116, el acoplamiento de luz de iluminación 101, el acoplamiento de aire de pulverización 96, el acoplamiento de agua de pulverización 91, el acoplamiento de aire de refrigeración 111 y el acoplamiento de luz de excitación 106. En funcionamiento, el acoplamiento de agua de pulverización 91 se empareja y es capaz de suministrar agua de pulverización a la conexión de agua de pulverización 90 en el conector 40 (FIG. 2). Similarmente, el acoplamiento de aire de pulverización 96 se empareja y es capaz de suministrar aire de pulverización a la conexión de aire de pulverización 95 en el conector 40. Además, el acoplamiento de luz de iluminación 101, el acoplamiento de luz de excitación 106 y el acoplamiento de aire de refrigeración 111 se emparejan y son capaces de suministrar, respectivamente, luz de iluminación a la conexión de luz de iluminación 100, luz de excitación al conector de luz de excitación (no se muestra), y aire de refrigeración a la conexión de aire de refrigeración (no se muestra) en el conector 40. Además, el acoplamiento de realimentación 116 se empareja y es capaz de recibir realimentación de la conexión de realimentación 115 en el conector 40. Según una realización ilustrativa, el acoplamiento de luz de iluminación 101 y el acoplamiento de luz de excitación 106 acoplan luz desde un diodo emisor de luz (LED) o una fuente de luz láser, respectivamente, a la conexión de luz de iluminación 100 y la conexión de luz de excitación (no se muestra). Una realización emplea dos LED de color blanco como fuente para la

luz de iluminación. En la FIG. 4 también se ilustran unas ranuras 85 de chaveta que pueden evitar que el conector 40 sea conectado al receptáculo 32 con una orientación incorrecta.

5 La FIG. 5 es una vista en sección transversal del módulo ilustrado en las FIGS. 3 y 4. La sección transversal se toma a lo largo de la línea 5-5' de la FIG. 4, la línea 5-5' muestra secciones transversales del acoplamiento de energía láser 61, el acoplamiento de realimentación 116 y el acoplamiento de agua de pulverización 91. Una fuente de agua 120 puede suministrar agua al acoplamiento de agua de pulverización 91.

10 La FIG. 6 es otra vista en sección transversal del módulo ilustrado en las FIGS. 3 y 4. La sección transversal de la FIG 6, se toma a lo largo de la línea 6-6' de la FIG. 4. El diagrama representa unas secciones transversales de una fuente de luz (p. ej., un LED 140) que puede ser capaz de suministrar luz a, por ejemplo, uno o los dos de entre el acoplamiento de luz de iluminación 101 (FIG. 4) y el acoplamiento de luz de excitación 106. Un obturador neumático 125 puede controlar la posición de un filtro de radiación 130 dispuesto en la unidad base de láser 30 de modo que el filtro se inserte o se retire de un recorrido de luz procedente de la fuente de luz (p. ej., el LED 140). Por ejemplo, puede proporcionarse uno o más filtros de obturador neumático que permiten cambiar entre, por ejemplo, luz azul y blanca que se acopla al acoplamiento de luz de iluminación 101 y el acoplamiento de luz de excitación 106 con el fin de mejorar la excitación y la visualización.

15 La FIG. 7 es un diagrama pictórico de una realización del conducto 35 mostrado en la FIG. 1. La realización ilustrada del conducto 35 comprende una pluralidad de miembros proximales, tales como cuatro miembros proximales que comprenden un primer miembro proximal 36, segundo miembro proximal 37, tercer miembro proximal 38 y cuarto miembro proximal 39. El primer, segundo y tercer miembro proximal 36, 37 y 38 pueden tener unos interiores huecos configurados para alojar uno o más transmisores de luz u otras estructuras tubulares o alargadas que tienen áreas en sección transversal menores que un área en sección transversal de un interior hueco del conducto 35. Según una realización, el primer miembro proximal 36 comprende una fibra de iluminación, el segundo miembro proximal 37 comprende una fibra de excitación y el tercer miembro proximal 38 comprende una fibra de realimentación. El primer, segundo y tercer miembro proximal 36, 37 y 38 pueden disponerse de tal manera que el interior hueco de cada miembro proximal esté en comunicación con un interior hueco del cuerpo alargado 22 (FIG. 1). Esta disposición permite un recorrido substancialmente continuo para que los transmisores de luz se extiendan desde la parte proximal 21 a la parte distal 50 de la pieza de mano de energía electromagnética 20.

20 Según otro aspecto de la presente invención, el tercer miembro proximal 38 puede configurarse para recibir realimentación (por ejemplo, luz reflejada o dispersada) desde la pieza de mano de energía electromagnética 20 y puede transmitir la realimentación a la unidad base de láser 30. Unas guías de ondas que son llevadas por el tercer miembro proximal pueden colocarse para rodear una fibra óptica de tratamiento 400 (FIG. 8, más adelante) en una salida o extremo distal 50 de la pieza de mano de energía electromagnética como se describe más particularmente más adelante.

25 El cuarto miembro proximal 39 puede comprender una fibra de energía láser que recibe energía láser derivada de un láser de estado sólido de erbio, cromo, itrio, escandio, galio, granate (Er,Cr:YSGG) dispuesto en la unidad base de láser 30 (FIG. 1). El láser puede generar energía láser de una longitud de onda de aproximadamente 2,78 micrómetros con una potencia media de aproximadamente 6 W, velocidad de repetición de 20 Hz, y una anchura de impulso de aproximadamente 150 microsegundos. Por otra parte, la energía láser puede comprender además un rayo para apuntar, tal como la luz con una longitud de onda de aproximadamente 655 nm y una potencia media de aproximadamente 1 mW transmitidos en un modo de onda continua (CW, *continuous-wave*). El cuarto miembro proximal 39 puede acoplarse a, o puede comprender, la fibra óptica de tratamiento 65 (FIG. 2) que recibe energía láser desde el acoplamiento de energía láser 61 (FIG. 4). El cuarto miembro proximal 39 puede transmitir además la energía láser recibida desde la unidad base de láser 30 a la parte distal 50 de la pieza de mano de energía electromagnética 20 (FIG. 1).

35 Aunque la realización ilustrada está provista de cuatro miembros proximales, se puede proporcionar un mayor o menor número de miembros proximales en otras realizaciones según, por ejemplo, el número de transmisores de luz provistos por la unidad base de láser 30. Además, la realización ilustrada incluye un primer y un segundo miembro proximal 36 y 37 que tienen diámetros substancialmente iguales y un tercer miembro proximal 38 que tiene un diámetro menor que cualquiera de los diámetros del primer y el segundo miembro proximal 36 y 37. En la presente invención también se contemplan otras configuraciones de diámetros. En un ejemplo de realización, los miembros proximales se conectan con las conexiones en el conector 40 ilustrado en la FIG. 2. Por ejemplo, el primer miembro proximal 36 puede conectarse con la conexión de luz de iluminación 100 y el segundo miembro proximal 36 puede conectarse con la conexión de luz de excitación (no se muestra). El tercer miembro proximal 38 puede conectarse con la conexión de realimentación 115, y el cuarto miembro proximal 39 puede conectarse con la conexión 60 de guía de entrega de rayo láser y la fibra óptica de tratamiento 65. La conexión de los miembros proximales 36-39 a las conexiones pueden ser internas al conector 40 de una manera conocida o evidente para los expertos en la técnica a la vista de esta descripción y no se ilustra en las FIGS. 2 y 7.

40 La FIG. 8 es un diagrama parcial en corte de una extremidad 45 de pieza de mano (compárese la FIG. 1) que se acopla con la unidad base de láser 30 por medio del elemento de enlace 25 y la parte alargada 22 de la pieza de mano de energía electromagnética 20. La realización ilustrada, que está encerrada por una superficie externa 46,

puede recibir energía electromagnética (p. ej., láser), luz de iluminación, luz de excitación y similares desde la unidad base de láser 30. Típicamente, la energía láser y la luz son recibidas por los miembros proximales 36-39 (FIG. 7) tal como se ha descrito anteriormente y se transmiten a través de guías de ondas, tales como las fibras 405 dispuestas en la parte alargada 22 y la extremidad 45 de pieza de mano como se describe a continuación con referencia a la FIG. 10. Por ejemplo, la luz de iluminación (no se muestra) puede ser recibida por la extremidad 45 de pieza de mano, tal como desde los miembros proximales 36 y 37 (FIG. 7), de las fibras 405 (FIG. 10, no se muestra en la FIG. 8), y dirigidas a un primer espejo 425 dispuesto en la parte distal 50 de la pieza de mano de energía electromagnética 20. El primer espejo 425 en la realización ilustrada dirige la luz de iluminación hacia una pluralidad de guías de ondas 430 de extremidad como se describe más particularmente a continuación haciendo referencia a la FIG. 12. La luz de iluminación que sale de las guías de ondas 430 de extremidad puede iluminar una zona de destino.

Según una realización, la energía electromagnética concentrada, tal como la energía láser 401, es recibida (por ej., a través del cuarto miembro proximal 39 (FIG. 7)) y es llevada por una guía de ondas interna tal como una fibra óptica de tratamiento 400. La energía láser 401 puede ser dirigida hacia un segundo espejo 420, que puede eclipsar por lo menos una parte del primer espejo 425 con relación a la dirección de propagación de la luz de iluminación en el primer espejo 425, 420 el segundo espejo está igualmente dispuesto en la parte distal 50 de la pieza de mano de energía electromagnética 20. El segundo espejo 420 puede reflejar, y por lo tanto dirigir de ese modo, la energía láser 401 hacia la extremidad 55 de fibra. Con respecto a la energía electromagnética concentrada (p. ej., energía láser 401), la luz de iluminación puede comprender un ejemplo adicional de energía electromagnética, descrito así porque la luz de iluminación y/o, como se describe a continuación, la luz de excitación, puede comprender energía electromagnética que exhibe un nivel de energía relativamente bajo que se dirige para iluminar una parte de una superficie de destino que, por ejemplo, rodea una parte de una superficie de destino a la que se dirige la energía electromagnética. La energía electromagnética concentrada (p. ej., energía láser 401) puede ser dirigida hacia la superficie de destino por la extremidad 55 de fibra.

En algunas realizaciones, el respectivo espejo primero y segundo 425 y 420 puede comprender superficies parabólicas, toroidales y/o planas. La FIG. 8 también ilustra una visión simplificada de un recorrido 445 de aire de refrigeración desde una línea de aire de refrigeración (no se muestra) en la pieza de mano que puede recibir aire de refrigeración del acoplamiento de aire de refrigeración 111 (FIG. 4).

La extremidad 55 de fibra ilustrada en la FIG. 8 puede alojarse en una virola 105 de extremidad que tiene un extremo distal. La virola 105 de extremidad, junto con la extremidad 55 de fibra, pueden formar una unidad extraíble e intercambiable como se describe más completamente en la provisional de EE.UU. n° 60/610.757, presentada el 17 de septiembre de 2004 y titulada, *OUTPUT ATTACHMENTS CODED FOR USE WITH ELECTROMAGNETIC-ENERGY PROCEDURAL DEVICE* en la medida en que no sean mutuamente incompatibles.

La FIG. 9 es una vista en sección transversal del primer miembro proximal 36 a lo largo de la línea 9-9' de la FIG. 7 que demuestra que ese primer miembro proximal 36 (así como, opcionalmente, el segundo miembro proximal 37) puede comprender tres fibras ópticas 405 sustancialmente fusionadas juntas para definir un conjunto unitario emisor de luz o guía de ondas. En realizaciones modificadas, las tres fibras ópticas 405 pueden unirse por otros medios o no unirse. Según otras realizaciones, uno o más de entre los miembros proximales, tal como el segundo miembro proximal 37, pueden incluir distintos números de fibras ópticas 405. En una realización ilustrada, el segundo miembro proximal 37 puede incluir seis fibras ópticas 405 (FIG. 9) que comienzan a separarse y finalmente (p. ej., en la línea 10-10' en la FIG. 8) rodean una guía de ondas de energía láser, tal fibra óptica de tratamiento 400, como se ilustra en la sección transversal de la FIG. 10 tomada a lo largo de la línea 10-10' de la FIG. 8 en la extremidad 45 de pieza de mano. En otro ejemplo en realización, el segundo miembro proximal 37 puede incluir tres fibras ópticas 405 (FIG. 9) y el primer miembro proximal 36 puede incluir tres fibras ópticas 405 (FIG. 9), las seis comienzan a separarse y finalmente (p. ej., en la línea 10-10' en la FIG. 8) rodean una guía de ondas de energía láser, tal como la fibra óptica de tratamiento 400 en la extremidad 45 de pieza de mano.

La FIG. 11 es un diagrama en sección transversal de otra realización de la extremidad 45 de pieza de mano, la sección transversal está tomada a lo largo de la línea 10-10' en la FIG. 8. La FIG. 11 representa una guía de ondas de energía láser, tal como la fibra óptica de tratamiento 400 rodeada de guías de ondas de iluminación, tal como las fibras 405, guías de ondas de realimentación, tal como las fibras 410, todas las cuales están dispuestas dentro de la superficie exterior 46. De manera similar a la descrita anteriormente con referencia a la FIG. 10, las guías de ondas de iluminación, tales como las fibras 405 pueden recibir energía de luz de la unidad base de láser 30 (FIG. 1) a modo de acoplamiento de luz de iluminación 101 (FIG. 4), conexión de iluminación 100 (FIG. 2), y, por ejemplo, miembros proximales 36 y/o 37 (FIG. 7); y las fibras 405 pueden dirigir la luz a la parte distal 50 de la pieza de mano de energía electromagnética 20 (FIG. 8). En implementaciones modificadas tal como aquellas que implican, por ejemplo, detección de caries, una o más fibras (p. ej., las fibras 405) pueden funcionar como guías de ondas de iluminación, excitación y/o realimentación.

Continuando la referencia con la FIG. 7 y las figuras relacionadas, el tercer miembro proximal 38 puede incluir seis fibras relativamente más pequeñas 410, como asimismo se muestra en la vista en sección transversal de la FIG. 10. Las fibras más pequeñas 410 y/u otras guías de ondas pueden disponerse dentro de la superficie exterior 46. Las fibras 410 se ilustran como separadas entre sí, pero en realizaciones adicionales dos o más de las fibras 410

pueden fusionarse o unirse juntas de otro modo. Las fibras 405 y 410 pueden fabricarse de plástico utilizando técnicas convencionales, tal como extrusión y similares.

Según un aspecto de la presente invención, las fibras 410 se pueden configurar para recibir realimentación (p. ej., luz reflejada o dispersada) de la pieza de mano de energía electromagnética 20. Las fibras 410 se pueden colocar para rodear una fibra óptica de tratamiento 400 (FIG. 8 más adelante) en una salida o extremo distal 50 de la pieza de mano de energía electromagnética. En una implementación particular las fibras 410 pueden configurarse para recibir realimentación de la superficie de destino, mientras que en implementaciones modificadas las fibras 410 pueden configurarse además, o como alternativa, para recibir realimentación de los componentes (p. ej., componentes ópticos) dentro de la pieza de mano de energía electromagnética. Por ejemplo, una implementación modificada puede comprender realimentación en forma de luz dispersa 435 (FIG. 8) recibida desde la extremidad 55 de fibra. Tal como se realiza en este momento, las fibras 410 están colocadas para transmitir la realimentación recibida a través del tercer miembro proximal 38 y la unidad base de láser 30 (FIG. 1).

Las guías de ondas de realimentación, tales como las fibras 410, pueden recibir realimentación de la extremidad 55 de fibra (FIG. 8) y pueden transmitir la información al tercer miembro proximal 38, que se acopla a, o comprende, la conexión de realimentación 115. La luz de realimentación puede ser recibida por el acoplamiento de realimentación 116, que transmite la luz a un detector de realimentación 145 (FIG. 5) dispuesto en la unidad base de láser 30 (FIG. 1). En otras realizaciones, como se describe más plenamente en la mencionada solicitud de EE.UU. n° 11/192.334 titulada *IDENTIFICATION CONNECTOR FOR A MEDICAL LASER HANDPIECE*, la unidad base de láser 30 puede además suministrar aire de pulverización, agua de pulverización y aire de refrigeración a la pieza de mano de energía electromagnética 20.

La FIG. 12 es un diagrama en sección transversal de otra realización de la extremidad 45 de pieza de mano de energía electromagnética tomada a lo largo de la línea 12-12' de la FIG. 8. Esta realización ilustra una extremidad 55 de fibra rodeada por un manguito o virola 105 de extremidad, y, opcionalmente, pegamento que llena una cavidad 130 alrededor de la extremidad 55 de fibra para sostener la extremidad 55 de fibra. Las guías de ondas 430 de extremidad pueden recibir luz de iluminación desde el primer espejo 425 (FIG. 8) y dirigir la luz de iluminación directa a un objetivo. En algunas realizaciones, las salidas de fluidos 415, que se disponen en la extremidad 45 de pieza de mano, pueden llevar, por ejemplo, aire y agua. Más en particular, la luz de iluminación que sale de las fibras de iluminación 405 (compárese la FIG. 11) se refleja en el primer espejo 425 (FIG. 8) a las guías de ondas 430 de extremidad (FIGS. 8 y 12).

Si bien una parte de esta luz de iluminación también se refleja en el primer espejo 425 (FIG. 8) a la extremidad 55 de fibra, la extremidad 55 de fibra recibe, sobre todo, un nivel relativamente alto de energía láser 401 desde la fibra óptica de tratamiento 400 (compárese la FIG. 11), dicha energía láser, tal como se realiza en este momento, comprende radiación que incluye un rayo de corte y un rayo para apuntar. En una realización representativa, la luz de iluminación de las fibras de iluminación 405 que sale de las guías de ondas 430 de extremidad es luz blanca de intensidad variable (p. ej., ajustable por el usuario) para facilitar la visualización y el examen de cerca de distintos lugares de la superficie de destino, tal como un diente. Por ejemplo, una cavidad en un diente puede ser examinada y tratada de cerca con la ayuda de luz de una pluralidad de guías de ondas 430 de extremidad.

En la FIG. 8a se muestra una ilustración detallada de una realización de una cámara para mezclar aire de pulverización y agua de pulverización en la extremidad 45 de pieza de mano. Como se ilustra, la cámara de mezcla comprende una entrada de aire 413 conectada a, por ejemplo, unos tubos (p. ej., una línea de aire de pulverización, no se muestra) que conecta a, y recibe aire desde, la conexión de aire de pulverización 95 en el conector 40 (FIG. 2). Similarmente, una entrada de agua 414 puede conectarse a los tubos (tampoco se muestran) que se conecta a, y recibe agua desde, la conexión de agua de pulverización 90 en el conector 40 (FIG. 2). La entrada de aire 413 y la entrada de agua 414, que pueden tener sección circular de aproximadamente 250 µm de diámetro, se unen con un ángulo 412 que se aproxima a 110° en una realización típica. La mezcla puede producirse en las proximidades en las que la entrada de aire 413 y la entrada de agua 414 y una mezcla de pulverización (por ejemplo, atomizada) 416 del agua y el aire puede ser expulsada a través de una salida de fluido 415. La realización ilustrada en la FIG. 12 muestra tres salidas de fluidos 415. Estas salidas de fluidos pueden, por ejemplo, corresponder a, comprender partes de, o comprender sustancialmente la totalidad de, las salidas de fluidos descritas en la solicitud de EE.UU. n° 11/042.824, presentada el 24 de enero de 2005 y titulada *ELECTROMAGNETICALLY INDUCED TREATMENT DEVICES AND METHODS*, en la medida en que sean compatibles, o, en otras realizaciones, estructuras descritas en la solicitud de patente provisional de referencia pueden ser modificadas para ser compatibles con la presente invención. Las salidas de fluidos 415 pueden, como se ilustra en las FIGS. 8 y 12, tener secciones transversales circulares de aproximadamente 350 µm de diámetro.

Se puede detectar y analizar la dispersión de la luz como se describe anteriormente haciendo referencia a la FIG. 7 para supervisar diversas condiciones. Por ejemplo, se puede detectar y analizar la dispersión de un rayo para apuntar con el fin de supervisar, por ejemplo, la integridad de los componentes ópticos que transmiten los rayos de corte y para apuntar. En implementaciones típicas el rayo para apuntar puede provocar poca o ninguna reflexión de regreso a las fibras de realimentación 410. No obstante, si alguno de los componentes (como, por ejemplo, el segundo espejo 420 o la extremidad 55 de fibra) está dañado, puede producirse la dispersión de la luz del rayo para apuntar (que puede ser de color rojo en unos ejemplos de realizaciones). La luz de dispersión 435 (FIG. 8) puede

ser dirigida por el primer espejo 425 a las fibras de realimentación 410 que pueden transmitir la luz dispersada a la unidad base de láser 30 (FIG. 1).

Según un aspecto de la presente invención, la dispersión de la luz, como se ha descrito anteriormente con referencia a la FIG. 7 también se puede utilizar para la detección de diversas condiciones, tal como la caries dental.

5 La FIG. 13 es un diagrama de flujo que presenta una implementación de un método para detectar caries dental. Según la implementación ilustrada, se dirige un impulso de excitación de luz hacia la superficie de un diente en la etapa 210. Por ejemplo, para detección de caries, la luz de iluminación se puede recibir desde la unidad base de láser 30 como ya se ha descrito. La luz de iluminación puede ser transmitida a través y emitida desde de las fibras de iluminación y/o de excitación 405 (FIGS. 10 y 11) como un impulso de excitación en una gama espectral (p. ej.,
10 gama de violeta, azul, cian, verde y amarillo) de aproximadamente de 360 nm a aproximadamente 580 nm. En una realización modificada, en su lugar se puede utilizar luz monocromática con una longitud de onda de, por ejemplo, aproximadamente 406 nm (p. ej., longitudes de onda violeta visible). Además, en otras realizaciones modificadas, se pueden utilizar otras frecuencias o gamas espectrales.

Una fuente de la luz utilizada para detección de caries pueden comprender, según una realización, luz blanca recibida de por lo menos un diodo emisor de luz blanca tal como el LED 140 (FIG. 6), que se dispone en la unidad base de láser 30 y la salida del mismo puede acoplarse o no a un filtro como se describe en esta memoria. En otras realizaciones por lo menos una fuente de luz puede comprender una fuente, tal como una lámpara de vapor de mercurio, un láser de kriptón, una lámpara halógena o un láser de colorante como ejemplos representativos. Según otra implementación, el LED 140 puede emitir otro tipo de luz (p. ej., luz azul), que luego puede ser filtrada para
20 obtener una salida de luz deseada (p. ej., luz blanca, o luz con una longitud de onda en una gama de aproximadamente 360 nm a aproximadamente 420 nm). Por consiguiente, en las implementaciones típicas puede disponerse por lo menos un filtro de luz correspondiente 135 (FIG. 7) en el recorrido de la radiación generada por la por lo menos una fuente de luz para dejar pasar sólo las longitudes de onda deseadas, en una realización, de aproximadamente 360 nm a aproximadamente 420 nm. Aunque se muestra acoplado al primer miembro proximal 36 (FIG. 7), el filtro de luz 130 o 135 puede acoplarse además, o como alternativa, al segundo miembro proximal 37 (FIG. 7). En otra realización, en la unidad base de láser 30 se puede disponer un filtro de luz 130 controlado por un obturador neumático 125. El obturador neumático 125 puede hacer que el filtro 130 sea insertado o retirado de un recorrido de luz procedente de la fuente de luz (p. ej., LED 140), el recorrido de la luz continúa a través de, por ejemplo, el segundo miembro proximal 37 (FIG. 7). Según incluso otra realización, el obturador neumático 125
30 puede cambiar entre luz blanca y cualquier otra luz (filtrada).

Haciendo referencia a la vista en sección transversal de la FIG. 6, una implementación que comprende el LED 140 para dirigir la luz a través del filtro 130 de obturador controlado neumáticamente puede suministrar luz, por ejemplo, al acoplamiento de luz de excitación 106 (FIG. 4). El acoplamiento de luz de excitación 106 es capaz de acoplar luz a una conexión de luz de excitación dispuesta en el conector 40 de la FIG. 2, aunque la conexión de luz de excitación no es visible en la vista mostrada en la FIG. 2. Según un ejemplo de realización, el segundo miembro proximal 37 (FIG. 7) recibe luz de la conexión de luz de excitación y transmite la luz al primer espejo 425 (FIG. 8) en la parte distal 50 de la pieza de mano de energía electromagnética 20. La luz reflejada desde el primer espejo 425 puede ser dirigida a, por ejemplo, guías de ondas 430 de extremidad tal como se ilustra en las FIGS. 8 y 12. Un LED similar al LED 140 (FIG. 6) puede dirigir luz al acoplamiento de luz de iluminación 101 (FIG. 4). El acoplamiento de luz de iluminación 101 puede conectarse y acoplar luz a la conexión de luz de iluminación 100 en el conector 40
40 ilustrado en la FIG. 2. La conexión de luz de iluminación 100 puede dirigir la luz, por ejemplo, al primer miembro proximal 36 (FIG. 7), que transmite la luz al primer espejo 425 (FIG. 8), de ahí la luz de excitación se dirige a las guías de ondas 430 de extremidad (FIGS. 8 y 12). Una fuente de luz (p. ej., LED 140) para el acoplamiento de excitación 106 puede ser de un tipo diferente al de una fuente de luz para el acoplamiento de luz de iluminación 101, o las fuentes pueden ser del mismo tipo.

Según un aspecto de la presente invención, la luz que entra en el acoplamiento de luz de excitación 106 es a impulsos, en donde la duración del impulso puede variar de aproximadamente 0,001 a 100 μ s. En una realización representativa, la duración del impulso puede ser de aproximadamente 1 μ s. La radiación puede comprender una secuencia de impulsos idénticos, o puede comprender secuencias de formas, separaciones y duraciones
50 predeterminadas diferentes de impulsos según las aplicaciones deseadas con el fin de facilitar la detección y el análisis de caries y/u otras propiedades del diente por medio de radiación según técnicas de análisis de señales conocidas por los expertos en la técnica.

Según una realización, las fuentes de luz de iluminación y de excitación comprenden LED de luz blanca pero sólo se procesa la radiación que entra en el acoplamiento de luz de excitación 106 para producir luz (p. ej., luz violeta) en una gama espectral de aproximadamente 360 nm a aproximadamente 420 nm, la luz es a impulsos como se ha descrito anteriormente. En otra realización, el acoplamiento de luz de iluminación 101 de la FIG. 4 también transmite como un acoplamiento de luz de excitación, de modo que dos fibras de excitación (p.ej., el primer miembro proximal 36 y el segundo miembro proximal 37) dirigen la radiación de excitación (p. ej., radiación filtrada y/o a impulsos) desde la unidad base de láser 30 hacia la pieza de mano 20.

Volviendo a la FIG. 13, los lugares de caries de un diente emiten radiación fluorescente (p. ej., longitudes de onda de rojo visible) en respuesta a la radiación incidente de un impulso de excitación. Este impulso fluorescente de retorno es recibido en la etapa 220. Más particularmente, el impulso fluorescente de retorno puede ser recibido, por ejemplo, por las guías de ondas 430 de extremidad (FIGS. 8 y 12). El impulso fluorescente de retorno puede permitir la identificación de diferentes tipos/variedades de caries que hacen que las bacterias devuelvan radiación con diferentes (por ejemplo, diversos tonos de rojo) longitudes de onda fluorescente. La radiación fluorescente puede diferir en uno o más de entre la intensidad, retraso y distribución espectral respecto a la radiación devuelta para un diente sano, dicha radiación puede comprender, por ejemplo, longitudes de onda de verde visible. De este modo, los lugares de caries del diente pueden aparecer como puntos brillantes que destacan claramente cuando se exponen con un fondo oscuro. Por consiguiente, se puede detectar una condición de enfermedad con un relativamente alto nivel de precisión y fiabilidad, en una fase relativamente temprana.

La radiación devuelta desde la superficie del diente como resultado de la reflexión y fluorescencia entra en las guías de ondas 430 de extremidad (FIGS. 8 y 12) de la pieza de mano 20 (FIG. 1) para su procesamiento. Los detalles con respecto a, por ejemplo, la generación de luz de excitación y procesamiento de la radiación devuelta para, por ejemplo, eliminar ruido de fondo y facilitar la detección cualitativa y cuantitativa de la caries, se describen en la patente de EE.UU. n° 5.306.144, titulada *DEVICE FOR DETECTING DENTAL CARIES*, en la medida en que sea compatible o modificable por un experto en la técnica para que sea compatible o en la medida en que no sea excluyente mutuamente con la descripción que hay en esta memoria.

En un ejemplo de realización, la radiación devuelta recibida por el acoplamiento de realimentación 116 (FIG. 6) es procesada por un primer filtro (no se muestra) dentro de la unidad base de láser 30 (FIG. 1), el primer filtro deja pasar la radiación en una gama espectral superior a 620 nm (p. ej., por encima de la luz naranja). La radiación que ha pasado por el primer filtro es restringida de este modo en el extremo inferior, por lo que contiene principalmente radiación fluorescente relativamente desprovista de radiación de interferencia de fondo con longitudes de ondas más cortas.

Las longitudes de onda por encima de una longitud de onda de aceptación del filtro llegan al fotodetector 145 (FIG. 5) dentro de la unidad base de láser 30. El fotodetector 145 está conectado para recibir la radiación filtrada desde el primer filtro y para convertir la radiación filtrada en una primera señal eléctrica para una evaluación cuantitativa. La primera señal eléctrica, que puede ser indicada de una manera conocida, en una realización ilustrada es aproximadamente proporcional a un nivel de intensidad de radiación detectada por el fotodetector 145 y, de este modo, es adecuada para el uso en una evaluación cuantitativa de la magnitud de la condición detectada de caries. En consecuencia, se pueden analizar los lugares de caries del diente.

En una realización, el primer filtro es un filtro de banda estrecha que acepta la radiación devuelta desde el diente en las longitudes de onda de aproximadamente 636 nm (correspondiente a luz roja visible). También se proporciona un segundo filtro de banda estrecha que acepta la radiación devuelta desde el diente en las longitudes de onda de aproximadamente 550 nm (correspondiente a luz verde visible), que es un pico de longitud de onda de reflectancia del tejido de un diente sano. El fotodetector 145 u otro fotodetector convierten la radiación filtrada desde el segundo filtro de banda estrecha en una segunda señal eléctrica. Dentro de la unidad base de láser 30 puede determinarse automáticamente un cociente dividiendo la primera señal eléctrica por la segunda señal eléctrica, y el cociente se puede utilizar para proporcionar una indicación de la presencia de caries. Dicho de otro modo, una magnitud de un pico verde puede compararse con una magnitud de un pico rojo para determinar la presencia y magnitud de las caries.

Tal como se realiza en este momento, se detecta un retraso de tiempo entre un impulso de excitación y el correspondiente impulso de retorno en la etapa 230 de la implementación del método de la presente invención representada en la FIG. 13. En la etapa 240 también se puede determinar un retraso de tiempo relativo de la misma cifra. La FIG. 14 es un diagrama de flujo que ilustra una implementación de un método para determinar retrasos temporales relativos. Según esta implementación del método de la presente invención, en la etapa 250 se mantiene un promedio en marcha de retrasos entre impulsos de excitación y los correspondientes impulsos de retraso. En la etapa 260 se recibe un retraso de tiempo asociado con un impulso de excitación, y el retraso de tiempo entre un impulso de excitación dado y en la etapa 270 el correspondiente impulso de retorno se compara con el promedio en marcha de retrasos. En otras realizaciones, un impulso de excitación puede compararse con un impulso de retorno correspondiente en busca de diferencias de por lo menos uno de entre la intensidad, el retraso y la distribución espectral. Un retraso de tiempo dado (y/o cualquier otra diferencia u otras diferencias) entre un impulso de excitación y un correspondiente impulso de retorno (p. ej., fluorescencia) puede proporcionar una indicación de la profundidad de la caries, en donde una caries más profunda (p. ej., sub-superficial) puede tener un mayor retraso y/o una mayor dispersión que la dispersión asociada con la caries superficial o el tejido sano. Diferentes longitudes de impulsos de excitación pueden ser capaces de facilitar la determinación de los diferentes tipos de información relativos a la superficie del diente. Una caries más extendida en la superficie de un diente puede tener como resultado, por ejemplo, un impulso de retorno con un tiempo de fluorescencia más largo en comparación con caries distribuidas menos extensamente. Además, puede detectarse la presencia de diferentes tipos de bacterias en una magnitud tal que los diferentes tipos de bacterias afectan a una o más características de un impulso de retorno de manera diferente. Por ejemplo, diferentes tipos de bacterias pueden tener diferentes tiempos de retraso o de fluorescencia.

Además de detección de caries, la radiación de rayo de corte, que, en general, conlleva una potencia relativamente mayor que la de la luz de iluminación o de excitación, el rayo de corte que se emite desde la extremidad 55 de fibra de la extremidad 45 de pieza de mano, se puede utilizar para terapia de caries. En tal caso, la radiación del rayo de corte con una longitud de onda (p. ej., longitud de onda de violeta claro) en una gama de aproximadamente 360 nm a aproximadamente 420 nm puede hacer que los patógenos de caries reaccionen con sensibilidad a la radiación del rayo de corte y se mueran. De este modo se puede implementar un tratamiento de la caries dental en fases tempranas con observación simultánea de la ubicación del tratamiento (p. ej., de forma iterativa, realizando múltiples iteraciones).

En una realización, las guías de ondas 430 de extremidad (FIGS. 8 y 12) y el manguito o virola 105 de extremidad están alojados (p. ej., soportados) en un alojamiento 440 (FIG. 12) que puede comprender, por ejemplo, metal. Según una implementación, un interior del alojamiento 440 es sólido, con cavidades dispuestas en el mismo para alojar, por ejemplo, el manguito o virola 105 de extremidad, y guías de ondas 430 de extremidad, y para definir las salidas de fluidos 415. En otras implementaciones, el alojamiento 440 y/o el interior pueden comprender un material transparente, tal como un plástico transparente, zafiro o cuarzo, de modo que las guías de ondas individuales 430 de extremidad se pueden omitir, opcionalmente. De este modo, en algunas realizaciones, la luz puede ser transmitida a través del material transparente del interior sin la necesidad de disponer o definir guías de ondas 430 de extremidad, de modo que el interior puede comprender cavidades para el manguito o virola 105 de extremidad y las salidas de fluidos 415.

Volviendo a la FIG. 11, la realización ilustrada comprende una fibra emisora de láser 400 rodeada por seis fibras 405, que puede ser usada para la iluminación y la excitación en las implementaciones que implican detección de caries y tres fibras de realimentación 410. Las fibras 405 pueden denominarse como fibras de iluminación/excitación. En otras realizaciones, puede emplearse mayor o menor número, o diferentes dimensiones o separaciones de las fibras de iluminación/excitación 405 (y/o guías de ondas 430 de extremidad) y/o fibras de realimentación 410. Según un aspecto de la invención, se puede utilizar dos o más de cada uno de ellos, y en una implementación particular tres o más de cada uno, para evitar, por ejemplo, sombras, que puede ser el resultado de utilizar una única (o dos) fibras de iluminación/excitación 405 y/o guías de ondas 430 de extremidad.

En una realización representativa, las salidas de fluido 415 (FIG. 12) están espaciadas en cero (una primera referencia), ciento veinte y doscientos cuarenta grados. En otra realización, las seis fibras de iluminación/excitación 405 y las tres fibras de realimentación 410 (FIG. 11) están alineadas ópticamente y acopladas a través del primer espejo 425, por ejemplo, sobre una base de uno a uno, con nueve guías de ondas 430 de extremidad (FIGS. 8 y 12). Por ejemplo, si hay nueve elementos (por ejemplo, seis fibras de iluminación/excitación 405 y tres fibras de realimentación 410) espaciadas de manera uniforme y dispuestas en cero (una segunda referencia, que puede ser la misma o diferente a la primera referencia), cuarenta, ochenta, ciento veinte, ciento sesenta, doscientos, doscientos cuarenta, doscientos ochenta y trescientos veinte grados, entonces las nueve guías de ondas 430 de extremidad pueden igualmente estar uniformemente espaciadas y disponerse en cero, cuarenta, ochenta, ciento veinte, ciento sesenta, doscientos, doscientos cuarenta, doscientos ochenta y trescientos veinte grados. En otra realización en donde, por ejemplo, las guías de ondas 430 de extremidad se disponen en grupos de tres espaciados relativamente cerca y cada grupo se dispone entre dos salidas de fluidos, las guías de ondas 430 de extremidad pueden disponerse, por ejemplo, a alrededor de cero, treinta y cinco, setenta, ciento veinte, ciento cincuenta y cinco, ciento noventa, doscientos cuarenta, doscientos setenta y cinco y trescientos diez grados. En una de esas realizaciones, las guías de ondas 430 de extremidad pueden disponerse igualmente en cero, treinta y cinco, setenta, ciento veinte, ciento cincuenta y cinco, ciento noventa, doscientos cuarenta, doscientos setenta y cinco y trescientos diez grados. Además, en tal realización, las salidas de fluidos pueden disponerse entre los grupos de guías de ondas de extremidad aproximadamente a noventa y cinco, doscientos quince y trescientos treinta y cinco grados.

Las vistas en sección transversal de las FIGS. 10 y 11 pueden como alternativa (o adicionalmente), sin ser cambiadas, corresponder a las líneas de sección transversal 10-10' tomadas en la FIG. 8 más cerca de (o junto a) el primer espejo y el segundo espejo 425 y 420 para aclarar la correspondiente estructura que saca radiación distalmente sobre el primer espejo 425 y el segundo espejo 420. Los diámetros de las fibras de iluminación/excitación 405 y las fibras de realimentación 410 pueden ser diferentes, como se ilustra en la FIG. 10 o los diámetros puede ser igual o sustancialmente igual a como se muestra en la FIG. 11. En un ejemplo de realización, las fibras de iluminación/excitación 405 y las fibras de realimentación 410 de la FIG. 11 comprenden unas construcciones de plástico con diámetros de aproximadamente 1 mm, y las guías de ondas 430 de extremidad en las FIGS. 8 y 12 comprenden unas construcciones de zafiro con diámetros de aproximadamente 0,9 milímetros.

La FIG. 15 es un diagrama de bloques de una parte de una realización de un aparato que puede utilizarse para detectar caries dental. La realización ilustrada, que puede disponerse dentro de una unidad base de láser 30 (FIG. 1) comprende un controlador 500, un temporizador 505, un transmisor de luz 510 y un receptor de luz 515. La realización comprende además un divisor de luz 520, un primer filtro de luz 525, un segundo filtro de luz 530, un primer fotodetector 535, un segundo fotodetector 540 y un dispositivo de exposición 550. Un bus de sistema 545 proporciona un recorrido de control y comunicación mediante el cual el controlador 500 es capaz de controlar el temporizador 505 y el transmisor de luz 510. El bus de sistema 545 proporciona además unos medios para que el

controlador 500 reciba señales eléctricas del primer y el segundo fotodetector 535 y 540 y para comunicarse con el dispositivo de exposición 550.

En funcionamiento, el controlador 500 puede hacer que el transmisor de luz 510 transmita un impulso de luz como se ha descrito anteriormente. El controlador 500, además, puede comunicarse con el temporizador 505 para recibir un primer valor de tiempo que representa el momento en el que fue transmitido el impulso de luz. La luz puede ser dirigida a través de un conector 40, tal y como se ilustra, por ejemplo, en la FIG. 1, transportada a través de un conducto 35 (FIG. 2), pasada a una energía electromagnética (p. ej., láser) pieza de mano 20, reflejada desde un primer espejo 425 (FIG. 8), y dirigida a guías de ondas 430 de extremidad (FIG. 8) que dirigen la luz a la superficie de destino, tal como una superficie de un diente. La luz dispersada o reflejada 435 (FIG. 8), que puede ser causada por la fluorescencia de la caries en los dientes, puede ser dirigida a través de guías de ondas 430 de extremidad y al primer espejo 425, reflejada desde el primer espejo 425 y ser transportada a la unidad base de láser 30 (FIG. 1) a través de la pieza de mano de energía electromagnética 20, el conducto 35 y el conector 40, y ser recibida por un receptor de luz 515 (FIG. 15).

Según una realización, el receptor de luz 515 dirige la luz al divisor 520 que dirige una parte de la luz a un primer filtro 525 y que, además, dirige otra parte de la luz a un segundo filtro 530. Tal como se ha descrito anteriormente, el primer filtro 525 puede comprender, por ejemplo, un filtro de banda estrecha que pasa radiación en longitudes de onda de aproximadamente 636 nm (es decir, substancialmente luz roja visible). El segundo filtro 530 puede comprender un segundo filtro de banda estrecha que deja pasar radiación con longitudes de onda cercanas a 550 nm (es decir, substancialmente luz verde visible). La luz desde el primer filtro 525 (p. ej., luz roja) puede ser recibida por el primer fotodetector 535, que crea una primera señal eléctrica según un nivel de intensidad de la luz que pasa por el primer filtro 525. Similarmente, la luz desde el segundo filtro 530 (p. ej., luz verde) puede ser recibida por el segundo fotodetector 540, que crea una segunda señal eléctrica según un nivel de intensidad de la luz que pasa por el segundo filtro 530. El controlador puede recibir 500 la primera y la segunda señal eléctrica y puede calcular un cociente como ya se ha descrito, por ejemplo, dividiendo una magnitud de la primera señal eléctrica por una magnitud de la segunda señal eléctrica. El controlador 500 puede comparar un resultado de la división con un umbral almacenado, y puede proporcionar una indicación en el dispositivo de exposición 550 según el resultado.

El controlador 500, además, puede comunicarse con el temporizador 505 cuando se detecta la primera y la segunda señal eléctrica con el fin de determinar un retraso de tiempo entre la transmisión del impulso de luz y la recepción de la respuesta correspondiente. El controlador 500 puede proporcionar entonces una indicación al dispositivo de exposición 550 según el retraso de tiempo. Además, el controlador 550 puede determinar un retraso de tiempo relativo como se describe a continuación con referencia a la FIG. 14.

Según ciertas implementaciones, la salida de una fibra de potencia o de tratamiento puede ser dirigida, por ejemplo, al fluido (p. ej., una pulverización de aire y/o de agua o una distribución atomizada de partículas de fluido desde una conexión de agua y/o una conexión de pulverización cerca de un extremo de salida de la pieza de mano) que se emite desde una salida de fluido de la pieza de mano por encima de una superficie de destino (por ejemplo, uno o varios de entre dientes, huesos, cartílagos y tejido blando). La salida de fluido puede comprender una pluralidad de salidas de fluidos, dispuestas concéntricas alrededor de una fibra de potencia, tal como se describe, por ejemplo, en la solicitud de EE.UU. nº 11/042.824 y la solicitud provisional del EE.UU. nº 60/601.415. La fibra de potencia o de tratamiento puede acoplarse a una fuente de energía electromagnética que comprende una o varias longitudes de onda dentro de una gama de 2,69 a 2,80 micrómetros y una longitud de onda de aproximadamente 2,94 micrómetros. En algunas implementaciones la fibra de potencia puede acoplarse a uno o varios de entre un láser Er:YAG, láser Er:YSGG, láser Er,Cr:YSGG y láser CTE:YAG, y en casos particulares puede acoplarse a uno de entre un láser Er,Cr:YSGG de estado sólido con una longitud de onda de aproximadamente 2,789 micrómetros y un láser Er:YAG de estado sólido con una longitud de onda de aproximadamente 2,940 micrómetros. Un aparato que incluye una estructura correspondiente para dirigir energía electromagnética en una distribución atomizada de partículas de fluido por encima de una superficie de destino se describe en la patente de EE.UU. mencionada anteriormente nº 5.574.247, que describe la impartición de energía láser en partículas de fluido para aplicar con ello fuerzas perturbadoras a la superficie de destino.

Por medio de la descripción de esta memoria, se ha descrito una pieza de mano que utiliza energía electromagnética para el diagnóstico y/o afectar a una superficie de destino. En el caso de procedimientos que utilizan energía óptica, tal como la detección de caries, la pieza puede incluir una o más fibras de potencia o de tratamiento para transmitir energía de tratamiento a la superficie de destino para el tratamiento (p. ej., ablación) de una estructura dental, tal como un diente, una pluralidad de fibras para transmitir luz (por ejemplo, luz azul y/o blanca) para la iluminación y/o diagnóstico de un objetivo tal como un diente (por ej., y, opcionalmente, para otros procedimientos tales como blanqueamiento o curación), y una pluralidad de fibras para transmitir luz desde la superficie de destino de nuevo a un sensor para el análisis. En ciertas realizaciones, las fibras que transmiten luz azul también pueden transmitir luz blanca. Según un aspecto de la presente invención descrita en esta memoria, una pieza de mano comprende un tubo de iluminación que tiene una señal de realimentación y una pieza de mano de doble espejo. En cualquiera de las realizaciones descritas en esta memoria, la luz para la iluminación y/o diagnóstico puede ser transmitida simultáneamente, de forma intermitente o por separado de la transmisión de la energía de tratamiento y/o del fluido desde las salidas de fluido o de las salidas.

5 En ciertas realizaciones, los métodos y aparatos de las realizaciones anteriores se puede configurar e implementar para el uso (p. ej., simultáneamente o de forma intermitente), en la medida en que sea compatible y/o no se excluyan mutuamente, con las tecnologías existentes que incluyen cualquiera de los mencionados aparatos y métodos. La correspondiente o relacionada estructura y métodos que se describen en las siguientes patentes cedidas a BioLase Technology, Inc.; en las que tales enseñanzas incluyen la correspondiente o relacionada estructura (y sus modificaciones) en las siguientes patentes que pueden (i) hacerse funcionar, (ii) ser modificadas por un experto en la técnica para poder funcionar y/o (iii) ser implementadas y utilizadas con o en combinación con cualquier parte(s) de la presente invención según esta descripción, las de las patentes y el conocimiento y criterio de un experto en la técnica: Patente de EE.UU. n° 5.741.247; Patente de EE.UU. n° 5.785.521; Patente de EE.UU. n° 5.968.037; Patente de EE.UU. n° 6.086.367; Patente de EE.UU. n° 6.231.567; Patente de EE.UU. n° 6.254.597, 10 patente de EE.UU. n° 6.288.499; Patente de EE.UU. n° 6.350.123; Patente de EE.UU. n° 6.389.193; Patente de EE.UU. n° 6.544.256; Patente de EE.UU. n° 6.561.803; Patente de EE.UU. n° 6.567.582; Patente de EE.UU. n° 6.610.053; Patente de EE.UU. n° 6.616.447; Patente de EE.UU. n° 6.616.451; Patente de EE.UU. n° 6.669.685 y patente de EE.UU. n° 6.744.790.

15 En vista de lo anterior, los expertos en la técnica entenderán que los métodos y aparatos de la presente invención pueden facilitar la detección de la caries dental utilizando dispositivos láser. Si bien esta invención ha sido descrita con respecto a los diversos ejemplos y realizaciones concretos, ha de entenderse que la invención no se limita a los mismos y que puede ser puesta en práctica de manera variada. Con la consideración de la descripción precedente, a los expertos en la técnica se les pueden ocurrir múltiples variaciones y la modificación de las realizaciones 20 descritas, en la medida en que no se excluyan mutuamente. Además, otras combinaciones, omisiones, sustituciones y modificaciones serán evidentes para los expertos en la técnica a la vista de la descripción de esta memoria. Por consiguiente, la presente invención no debería estar limitada por las realizaciones descritas, sino que debe definirse por referencia a las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato capaz de detectar caries dental, que comprende:
un dispositivo de energía electromagnética capaz de generar un impulso de excitación de energía electromagnética y dirigir la energía electromagnética a la superficie de un diente;
- 5 un detector capaz de recibir radiación electromagnética devuelta desde el diente según la energía electromagnética, la radiación electromagnética devuelta tiene una características de la caries y es diferente en uno o más de entre la intensidad, retraso y distribución espectral de la radiación devuelta por un diente sano; y
un controlador configurado para medir el retraso de tiempo entre el impulso de excitación de energía electromagnética y la radiación electromagnética devuelta, el controlador es capaz de controlar un temporizador
10 según el momento de la generación de los impulsos de energía electromagnética y un momento de recepción de un impulso de radiación electromagnética.
2. El aparato tal como se establece en la reivindicación 1, en donde:
el dispositivo de energía electromagnética es capaz de generar por lo menos un impulso de excitación de energía electromagnética y dirigirlo a través de un sistema de entrega hacia la superficie de un diente;
- 15 el detector es capaz de recibir por lo menos un impulso de retorno de radiación fluorescente correspondiente al por lo menos un impulso de excitación, el detector comprende un receptor de radiación electromagnética, un divisor, por lo menos un filtro que comprende un filtro de banda estrecha y por lo menos un fotodetector; y
el controlador está configurado para medir el retraso de tiempo entre la transmisión del por lo menos un impulso de excitación y la recepción del por lo menos un impulso de retorno.
- 20 3. El aparato tal como se establece en la reivindicación 2, en donde el primer filtro de banda estrecha deja pasar radiación electromagnética con longitudes de onda de aproximadamente 636 nm.
4. El aparato tal como se establece en la reivindicación 2, en donde por lo menos un filtro comprende un segundo filtro de banda estrecha.
5. El aparato tal como se establece en la reivindicación 4, en donde el segundo filtro de banda estrecha deja
25 pasar radiación electromagnética con longitudes de onda de aproximadamente 550 nm.
6. El aparato tal como se establece en la reivindicación 5, en donde:
el por lo menos un fotodetector comprende un primer fotodetector y un segundo fotodetector;
el primer fotodetector es capaz de generar una primera señal eléctrica según la radiación electromagnética recibida desde el primer filtro de banda estrecha;
- 30 el segundo fotodetector es capaz de generar una segunda señal eléctrica según la radiación electromagnética recibida desde el segundo filtro de banda estrecha;
el controlador es capaz de determinar un cociente dividiendo la magnitud de la primera señal eléctrica por una magnitud de la segunda señal eléctrica; y
el controlador es capaz de comparar el cociente con un umbral almacenado y proporcionar una indicación en el
35 dispositivo de exposición según el resultado de la comparación.
7. Un método que comprende:
dirigir por lo menos un impulso de excitación de energía láser hacia la superficie de un diente;
recibir por lo menos un impulso de retraso correspondiente de radiación fluorescente en respuesta a la energía electromagnética; y
- 40 determinar por lo menos un retraso de tiempo entre el por lo menos un impulso de excitación y el correspondiente por lo menos un impulso de retorno.
8. El método tal como se establece en la reivindicación 7, que comprende además determinar un retraso de tiempo relativo según por lo menos un retraso de tiempo.
9. El método tal como se establece en la reivindicación 8, en donde la determinación de un tiempo de retraso
45 relativo comprende:
mantener un promedio en marcha de retrasos de tiempo entre impulsos de excitación y los correspondientes impulsos devueltos;

recibir un retraso de tiempo; y

comparar el retraso de tiempo con el promedio en marcha.

5 10. El método tal como se establece en la reivindicación 7, que comprende además comparar un impulso de retorno con un impulso de excitación correspondiente según por lo menos uno de entre la intensidad, retraso de tiempo y distribución espectral.

11. El método tal como se establece en la reivindicación 7, que comprende recibir una indicación de una profundidad de caries según el retraso de tiempo.

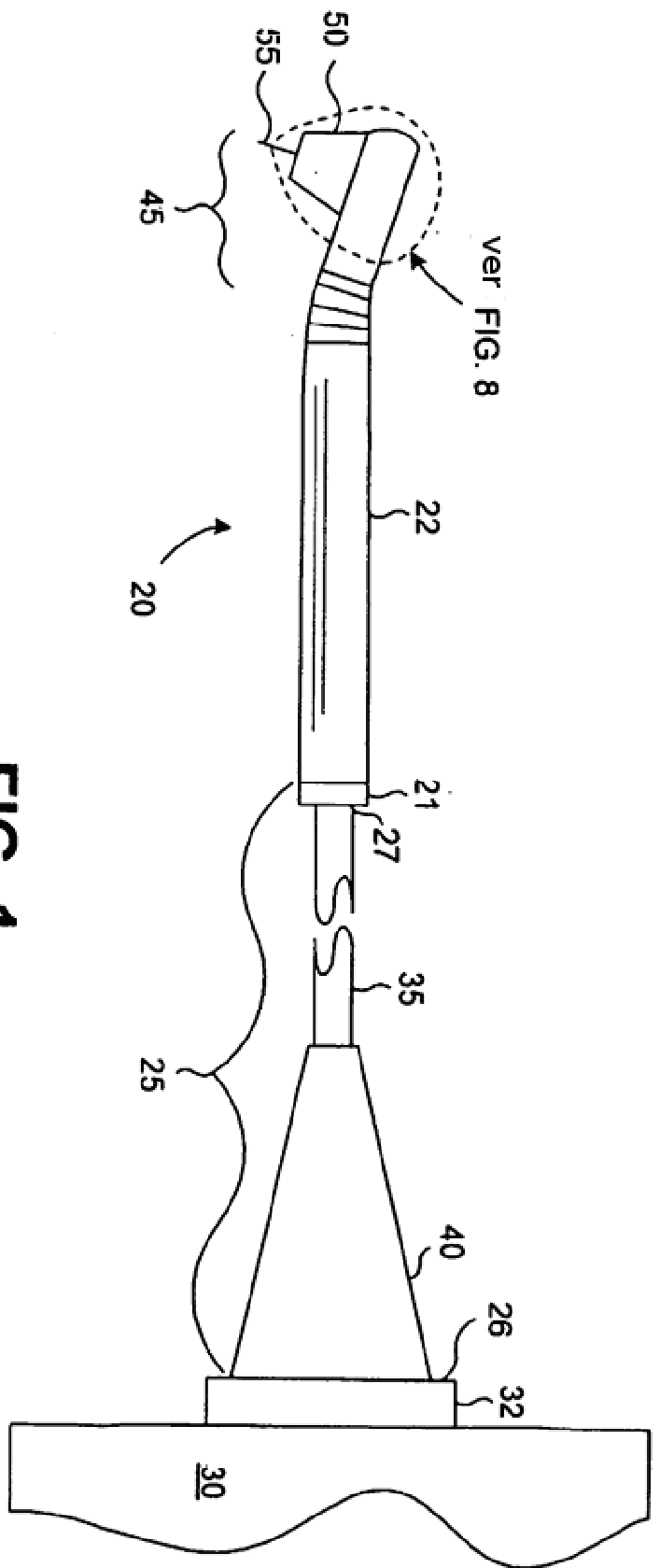


FIG. 1

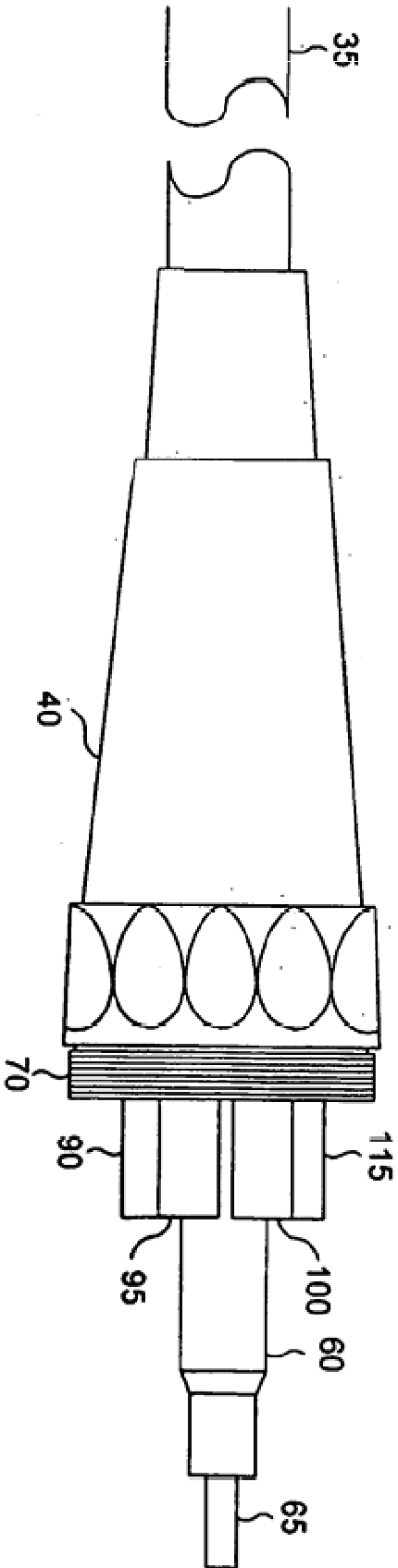


FIG. 2

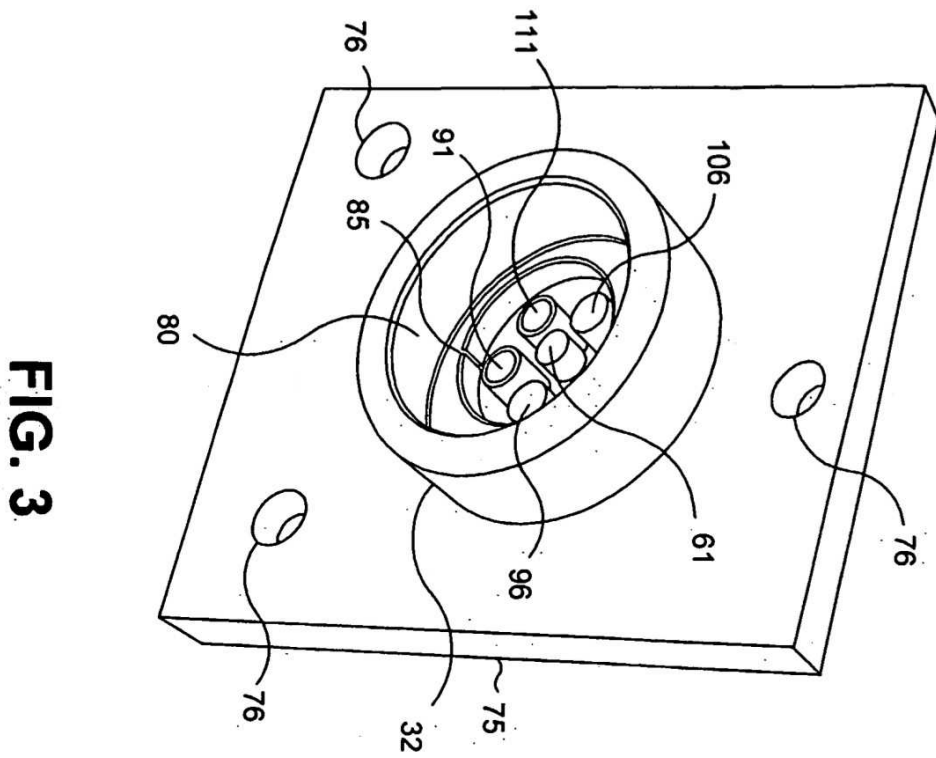


FIG. 3

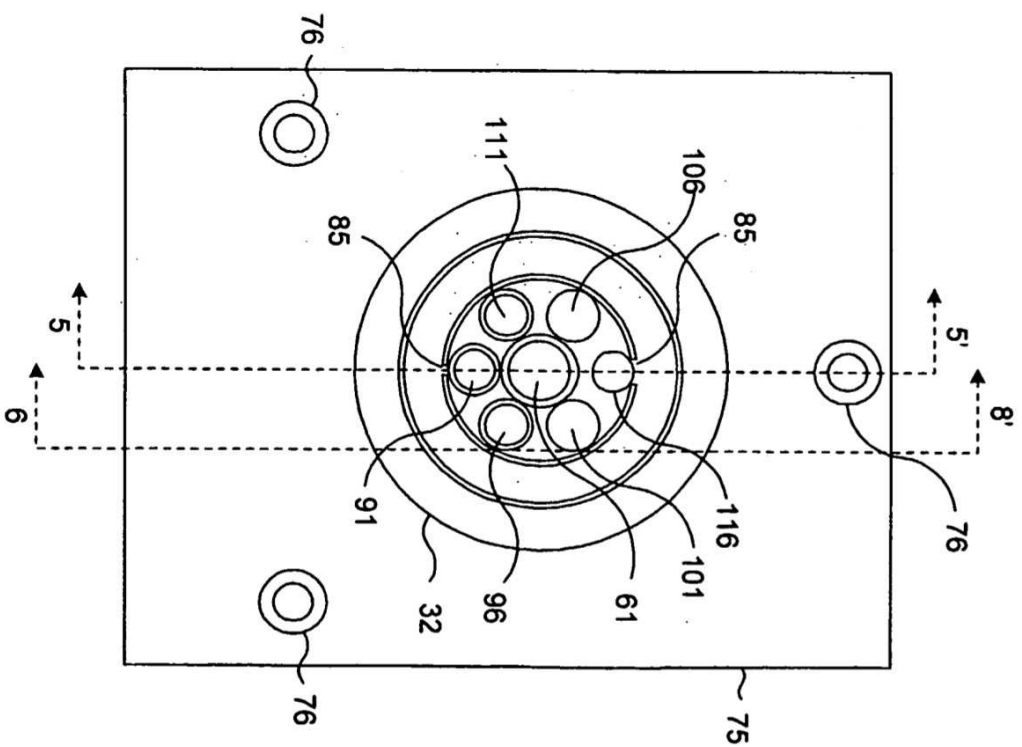


FIG. 4

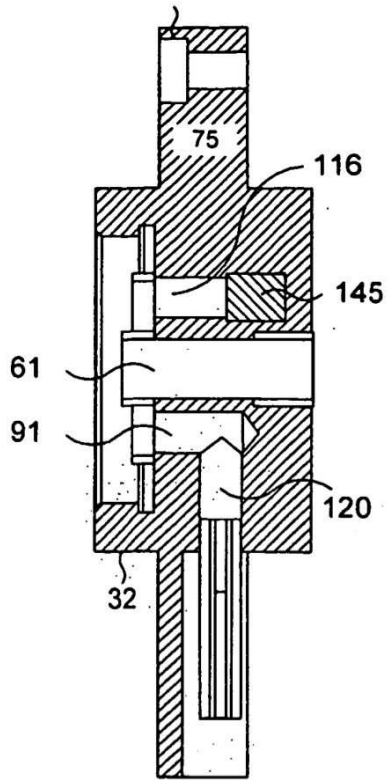


FIG. 5

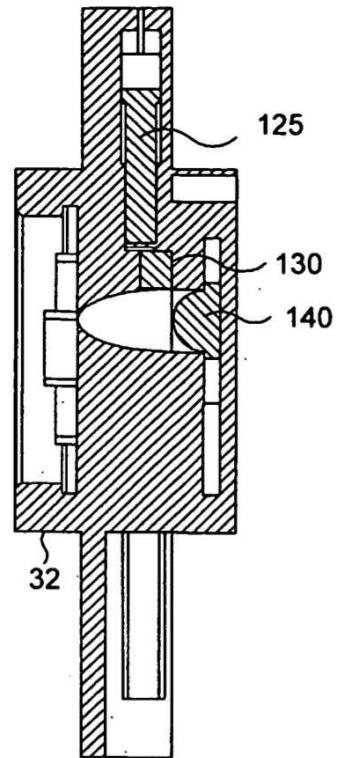


FIG. 6

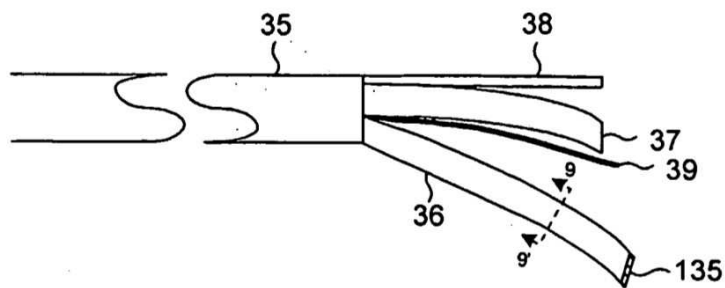


FIG. 7

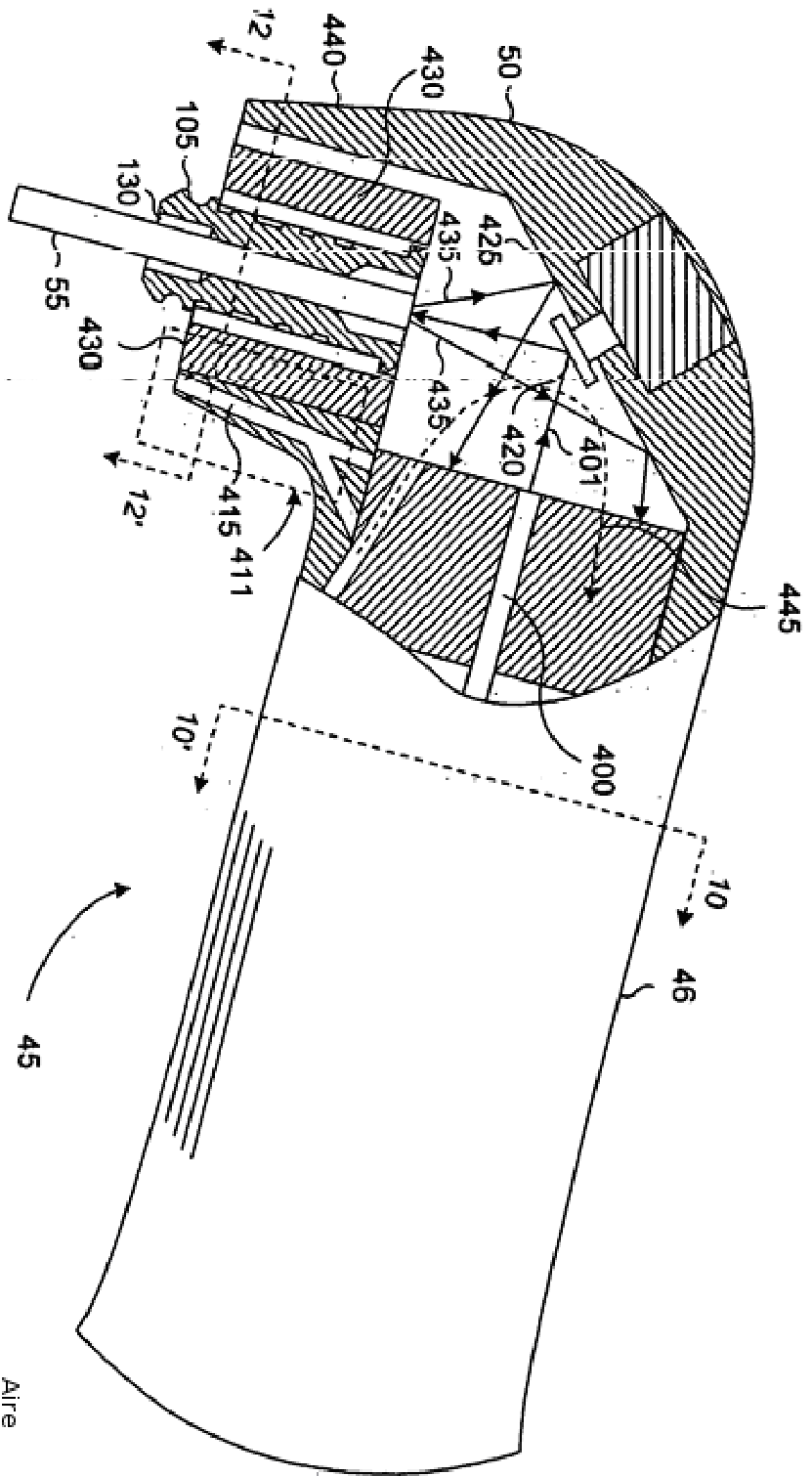


FIG. 8

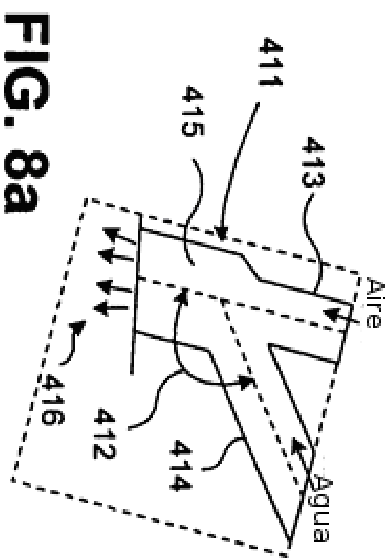


FIG. 8a

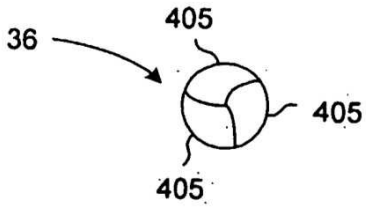


FIG. 9

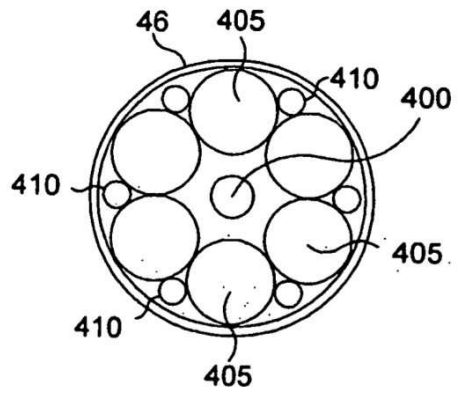


FIG. 10

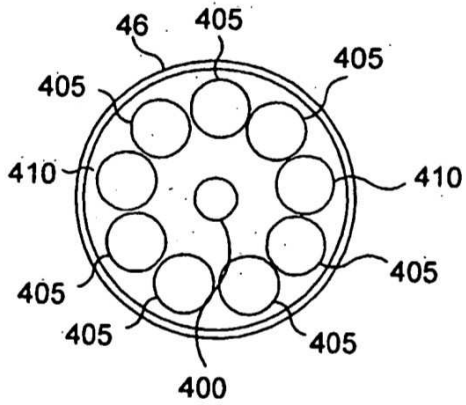


FIG. 11

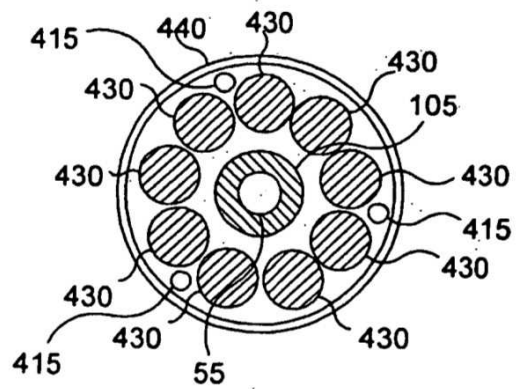
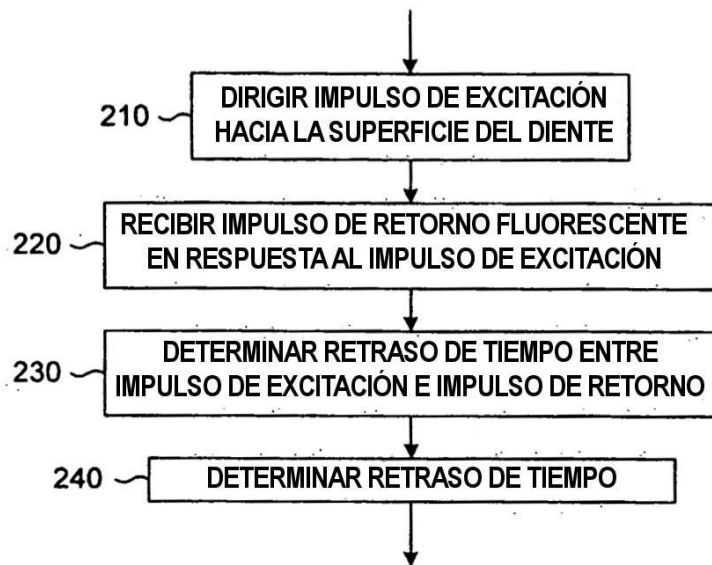
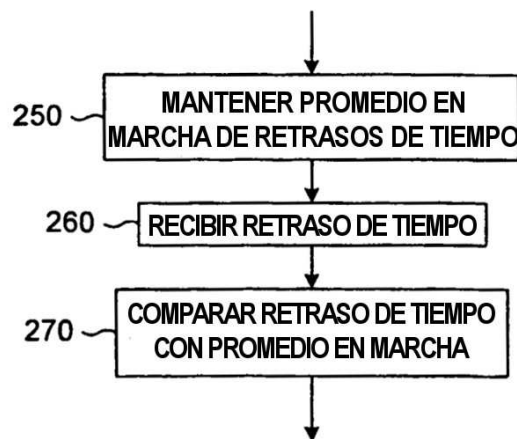


FIG. 12

**FIG. 13****FIG. 14**

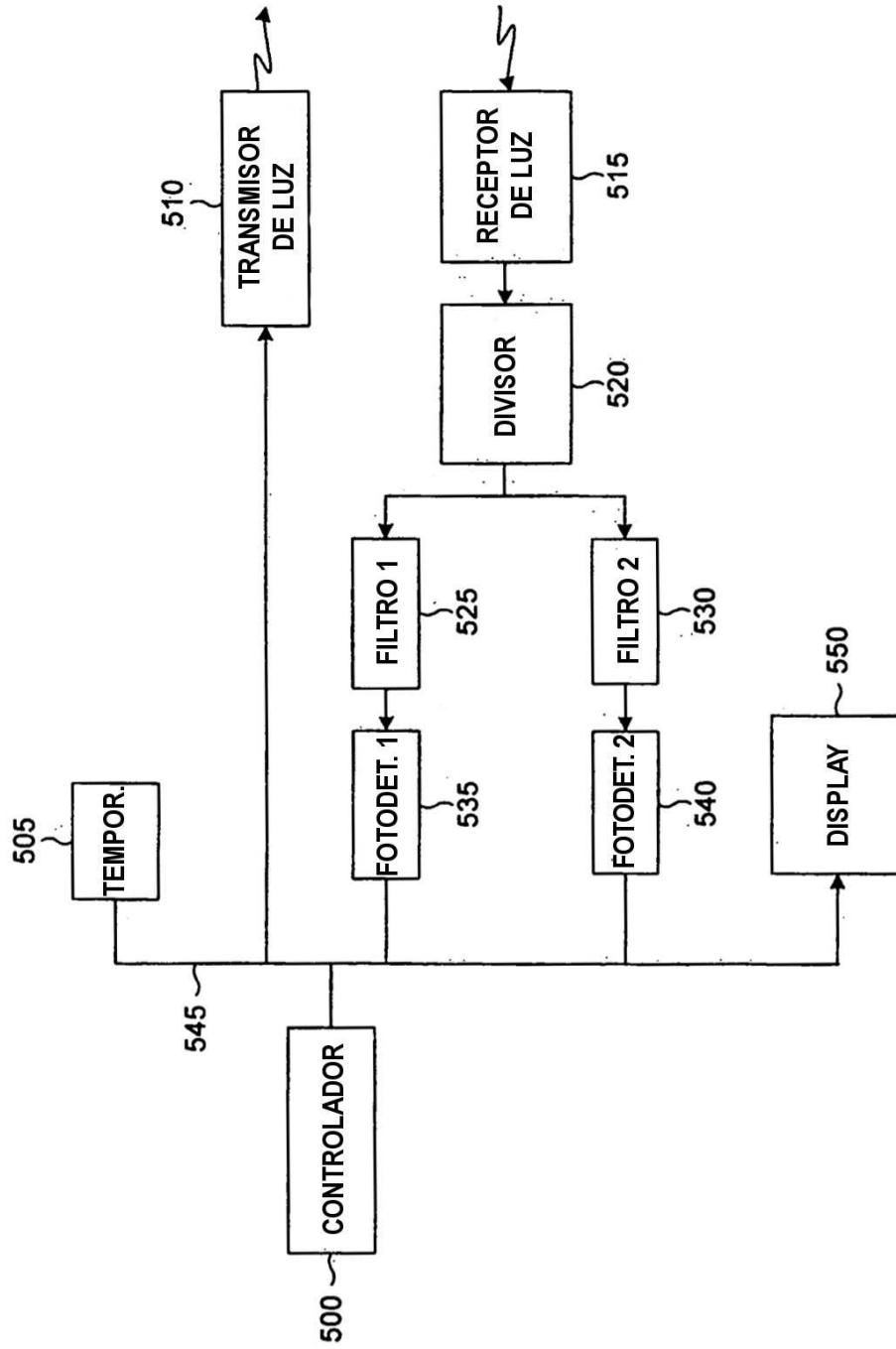


FIG. 15