



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 320 221**

51 Int. Cl.:  
**A61N 5/067** (2006.01)  
**A61N 5/06** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **04710257 .9**  
96 Fecha de presentación : **11.02.2004**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1663393**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **07.06.2006**

54 Título: **Sistema láser de eliminación microbiana de infrarrojo cercano.**

30 Prioridad: **26.08.2003 US 649910**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**20.05.2009**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**20.05.2009**

73 Titular/es: **Eric Bornstein**  
**232 Pond Street**  
**Natick, Massachusetts 01760, US**

72 Inventor/es: **Bornstein, Eric**

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 320 221 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**

Sistema láser de eliminación microbiana de infrarrojo cercano.

**5 Antecedentes de la invención****Campo de la invención**

10 La presente invención se refiere a una destrucción de bacterias en su sitio y fuera de su sitio y, más particularmente, a la destrucción en vivo de bacterias por energía láser en lugares quirúrgicos médicos, dentales y veterinarios, así como en otros lugares en sistemas biológicos o relacionados.

**Técnica anterior**

15 Tradicionalmente se han usado láseres de diodo de estado sólido en el espectro infrarrojo bajo (600 nm a 1000 nm) para una variedad de finalidades en la ciencia médica, odontológica y veterinaria debido a su curva de absorción preferente de melanina y hemoglobina en sistemas biológicos. Raramente, o nunca, se han usado para esterilización fuera de sistemas biológicos.

20 Debido a la pobre absorción de energía óptica de un diodo de infrarrojo bajo en agua, la penetración del infrarrojo bajo en tejido biológico es bastante mayor que la de longitudes de onda del infrarrojo más alto.

25 Específicamente, la energía de un láser de diodo puede penetrar en tejido biológico hasta aproximadamente 4 cm. Por el contrario, los láseres de CO<sub>2</sub> y Er:YAG, que tienen mayores curvas de absorción en agua, penetran en tejido biológico únicamente hasta aproximadamente 15  $\mu\text{m}$  y 75  $\mu\text{m}$ , respectivamente (10.000  $\mu\text{m}$  = 1 cm).

30 Por tanto, con láseres de diodo de infrarrojo cercano, la deposición de calor es mucho más profunda en tejido biológico y más terapéutica y beneficiosa para luchar contra infecciones bacterianas. Sin embargo, para impedir daños térmicos no deseados en un lugar biológico que está siendo irradiado, la radiancia (julios/cm<sup>2</sup>) y/o el tiempo de exposición de láseres de diodo deben mantenerse al mínimo.

35 Para lograr la muerte de células bacterianas con láseres de diodo de infrarrojo cercano en sistemas biológicos, la técnica anterior está caracterizada por una ventana terapéutica muy estrecha. La temperatura humana normal es de 37°C, lo cual se corresponde con un rápido crecimiento bacteriano en la mayoría de infecciones bacterianas. Cuando se aplica energía radiante a un sistema biológico con un láser de diodo de infrarrojo cercano, la temperatura del área irradiada comienza a subir inmediatamente, llevando consigo cada elevación de 10°C una interacción biológica dañina. A 45°C existe hipertermia de tejido, a 50°C existe una reducción de la actividad enzimática e inmovilidad celular, a 60°C existe una desnaturalización de proteínas y colágeno con coagulación incipiente, a 80°C existe permeabilización de membranas celulares y a 100°C existe vaporización de agua y materia biológica. En el caso de una duración significativa de una temperatura por encima de 80°C (de cinco a diez segundos en un área local), se causará un daño irreversible al sistema biológico.

45 En la técnica anterior, para matar bacterias por fototermolisis (muerte inducida por calor), debe tener lugar un aumento significativo de la temperatura durante una cantidad de tiempo dada en el lugar que contiene las bacterias. Con la energía óptica tradicional del diodo de infrarrojo cercano se desea destruir térmicamente bacterias sin causar daños irreversibles inducidos por calor al lugar biológico que se está tratando.

50 El documento WO 00/74587 describe un tratamiento para preparar un canal radicular para obturación, que comprende activar un agente fotosensibilizador en un canal radicular usando luz entregada por una fibra óptica, por ejemplo en una longitud de onda de 630-660 nm.

**Sumario de la invención**

55 El sistema láser de eliminación microbiana de infrarrojo cercano (NIMEL) de la presente invención emplea una combinación de láser de diodo de estado sólido de infrarrojo cercano y doble longitud de onda, preferiblemente, pero no necesariamente, en un único alojamiento con un control unificado. Éste implica la emisión de radiación en dos rangos estrechos que se acercan a 870 nm y 930 nm. Es muy efectivo cuando la radiación es sustancialmente de 870 nm y 930 nm. Se ha averiguado que estas dos longitudes de onda son capaces interactivamente de destruir selectivamente *E. coli* con energía óptica no ionizante y una mínima deposición térmica. La combinación de láser de 60 la presente invención, que emite simultánea o alternadamente, y de manera continua o intermitente estas longitudes de onda, incorpora preferiblemente al menos un oscilador láser de pulso ultracorto, compuesto por zafiro dopado con titanio.

65 El sistema de la presente invención es ampliamente aplicable en cirugía médica y dental, y en purificación de agua, agricultura y en escenarios de emergencias y militares.

### Breve descripción de los dibujos

Para una comprensión más completa de la naturaleza y objeto de la presente invención, se hace referencia a los dibujos anexos, en los que:

5 La figura 1a ilustra el diseño, parcialmente de manera esquemática, de instrumentación dental que materializa la presente invención;

10 La figura 1b es un diagrama de bloques de los osciladores de láser y del sistema de control de la instrumentación de la figura 1a;

La figura 2a muestra detalles de un cabezal de entrega de energía láser para la instrumentación de la figura 1a;

15 La figura 2b muestra detalles de un cabezal de entrega de energía láser alternativo para la instrumentación de la figura 1a;

La figura 3a muestra detalles de multiplexado por división de longitud de onda del sistema láser de la figura 1;

20 La figura 3b muestra detalles adicionales de multiplexado por división de longitud de onda del sistema láser de la figura 1;

La figura 4a es un diagrama de bloques de una intervención quirúrgica que materializa la presente invención;

25 La figura 4b es un diagrama de bloques de otra intervención quirúrgica que materializa la presente invención;

La figura 5 representa una absorción de cromóforos seleccionados que conduce a una muerte de células bacterianas según la presente invención;

30 La figura 6 representa la aplicación de la presente invención a una cavidad periodontal;

La figura 7a es una ilustración de un instrumento de eliminación de sarro periodontal aumentado por láser (LAPSI) que materializa la presente invención;

35 La figura 7b es una ilustración separada que ilustra detalles del cabezal del instrumento de la figura 7a;

La figura 7c es una ilustración separada que muestra detalles de una realización de una cuchilla del instrumento de la figura 7a;

40 La figura 7d es una ilustración separada que muestra detalles de otra realización de una cuchilla del instrumento de la figura 7a;

La figura 8 ilustra una aplicación de la presente invención a una intervención de canal radicular;

45 La figura 9 ilustra una aplicación de la presente invención a un estado gangrenoso de un dedo de la mano, dedo del pie o úlcera diabética recalcitrante;

La figura 10 ilustra una aplicación de la presente invención a una infección de oído;

50 La figura 11 ilustra una aplicación de la presente invención a un vendaje para destruir bacterias en el cuerpo humano; y

La figura 12 ilustra una aplicación de la presente invención a un bastoncillo para destruir bacterias en el cuerpo humano.

### 55 Descripción detallada de la invención

La presente invención se basa en una combinación de ideas que se han introducido anteriormente y que se derivan en parte de hechos empíricos, que incluyen lo siguiente.

60 La mayoría de las bacterias infecciosas, al ser calentadas, continúan creciendo hasta que su temperatura alcanza aproximadamente 50°C, tras lo cual se curva de crecimiento se hace más lenta.

Aproximadamente a 60°C, el crecimiento bacteriano llega a su fin, excepto en casos de las termófilas bacterianas más resistentes.

65 En general se acepta el rango de aproximadamente 60°C hasta aproximadamente 80°C como la exposición dependiente del tiempo necesaria para la muerte bacteriana.

## ES 2 320 221 T3

De ahí que, en la técnica anterior, haya existido una ventana muy estrecha de oportunidad terapéutica para destruir bacterias con calor a partir de un láser tradicional de diodo de infrarrojo cercano (de 60°C hasta 80°C) sin causar daños inducidos por calor irreversibles (más de cinco segundos) al lugar biológico que está siendo tratado.

5 El sistema de láser de diodo de infrarrojo cercano de estado sólido de doble longitud de onda de la presente invención está diseñado específicamente para destrucción bacteriana con una mínima deposición de calor en el lugar que está siendo irradiado. Se ha averiguado que la combinación de longitudes de onda de la presente invención es capaz de destruir células bacterianas tales como *E. coli* como resultado de la interacción de una reacción tóxica de oxígeno singlete en cromóforos bacterianos intracelulares. Resulta que estos cromóforos son específicos para longitudes de onda que se aproximan a 870 nm y 930 nm en el espectro de infrarrojo cercano.

15 Sin la deposición de calor significativa asociada normalmente en la técnica anterior con láseres de diodo de infrarrojo cercano de onda continua o pulsados, se puede destruir selectivamente bacterias al tiempo que se minimiza la hipertermia no deseada de los tejidos irradiados y de la región circundante. El sistema de la presente invención está basado en un estudio de los hechos derivado de la investigación realizada con la tecnología de la llamada captura óptica de células y las llamadas pinzas ópticas.

20 Las pinzas ópticas son trampas ópticas basadas en el infrarrojo cercano (creadas para biología celular), las cuales emplean simplemente haces de láser infrarrojo de muy baja potencia para retener y estudiar células individuales de diversas especies procarióticas y eucarióticas mientras se mantienen vivas y funcionales bajo un microscopio. Cuando se realiza este procedimiento con energía láser de infrarrojo cercano, generalmente tiene lugar una intensa deposición de calor. Para lograr el objetivo de “retener” una célula individual en su sitio sin matarla por termólisis, la energía láser debe reducirse hasta por debajo de 100 milivatios de potencia. Por tanto, las bacterias pueden mantenerse vivas durante un periodo de cinco minutos o más.

25 En un elegante estudio empleando un láser de Ti:Zafiro sintonizable, Neuman (Biophysical Journal, Vol. 77, Noviembre 1999) averiguó que, incluso con esta potencia muy baja de láser para excluir un calentamiento directo (termólisis) como fuente de muerte bacteriana, existen dos y solamente dos longitudes de onda distintas en el espectro del infrarrojo cercano que no se pueden usar con éxito en trampas ópticas debido a su efecto letal sobre bacterias *E. coli*. Estas longitudes de onda son 870 nm y 930 nm. Neuman averiguó que las dos longitudes de onda, 870 nm y 930 nm (al contrario que todas las demás del espectro del infrarrojo cercano), no son transparentes para las bacterias que se están estudiando.

35 Neuman postuló que las dos longitudes de onda interactúan probablemente con un proceso de un fotón lineal mediado por la absorción de uno o más cromóforos o pigmentos bacterianos intracelulares. Neuman concluyó además que este proceso de un fotón de fotodaño (no daño térmico) de la bacteria implica un papel crítico de una especie de oxígeno singlete de corta acción o de una especie de oxígeno reactivo como culpable de la vía de daño celular.

40 En consecuencia, el sistema de la presente invención está caracterizado por las siguientes consideraciones generales.

45 La presente invención proporciona una combinación de láser de diodo de longitud de onda doble para destrucción bacteriana con una mínima deposición de calor en medicina y odontología humana y medicina veterinaria, purificación de agua, agrícolas y escenarios militares.

Si se emplea en cualquier sistema médico, biológico, militar o industrial, esta combinación de osciladores de diodo puede usarse individualmente o multiplexada consigo misma para lograr tasas máximas de muerte bacteriana en el lugar que se está irradiando.

50 En diversas realizaciones, las energías de ambos osciladores de láser se conducen preferiblemente, de manera individual o multiplexada, a lo largo de una vía óptica común para lograr tasas máximas de muerte bacteriana en el lugar que se está irradiando.

55 En ciertas realizaciones alternativas, las energías de ambos osciladores de láser de diodo son entregadas por separado, simultánea o alternadamente a través de vías ópticas múltiples.

60 Según la presente invención, es crítico que las longitudes de onda de láser seleccionadas como aproximándose a 870 nm y 930 nm, respectivamente, estén predominantemente dentro de los rangos de longitud de onda de (1) 865 nm a 875 nm y (2) 925 nm a 935 nm.

65 En vez de evitar las longitudes de onda de 870 nm y 930 nm como se sugirió en la técnica anterior por medio de procedimientos de pinzas ópticas, el sistema láser de la presente invención las combina selectivamente. Con menos deposición de calor en el sitio que se está irradiando, está disponible para el operador del láser una ventana terapéutica de oportunidad muy ampliada. En esencia, las longitudes de onda combinadas de la presente invención usan menos energía que la de los procedimientos de la técnica anterior para provocar la destrucción bacteriana, es decir, la energía óptica usada en la presente invención es menor que la energía térmica usada en la técnica anterior.

## ES 2 320 221 T3

Las aplicaciones médicas, dentales o veterinarias de la combinación de longitud de onda doble de la presente invención incluyen, pero no están limitadas a ello, coagulación, vaporización de tejido, corte de tejido, terapia fotodinámica seleccionada y termoterapia térmica intersticial y destrucción bacteriana seleccionada.

5 Figuras 1a a 3b

### *El Sistema de Longitud de Onda Doble*

10 Se muestra en las figuras 1a a 3b que un sistema láser para destruir bacterias en un lugar dental bacteriano comprenden un alojamiento 20 y un sistema láser 22. Dentro del alojamiento está un subsistema 26, 28 de oscilador láser para producir la emisión selectiva de radiación 30 en un primer rango de longitud de onda de 865 nm a 875 nm, y la emisión selectiva de radiación 32 en un segundo rango de longitud de onda de 925 nm a 935 nm. Se ha de entender que, en realizaciones alternativas, se emplea en tándem un grupo de osciladores láser según la presente invención. La radiación se propaga a través de un canal óptico 34 hasta un cabezal 36 para habilitar la entrega de radiación a través  
15 del canal óptico hasta un sitio bacteriano.

En diversos sistemas de entrega, la entrega es dispersa según se muestra en 38 en la figura 2a o concentrada según se muestra en 40 en la figura 2b. En otra versión, partes de la cual se muestran en las figuras 3a y 3b, se despliegan osciladores láser fuera del alojamiento 20 tal como en 42, se multiplexan tal como en 44, se transmiten mediante un cable coaxial tal como en 46, se desmultiplexan tal como en 48 y se entregan mediante un alojamiento tal como en 50. Se muestra en forma física un cable coaxial en la figura 3b como incluyendo una fibra de vidrio 47 y un revestimiento  
20 49.

Figuras 4a, 4b, 5 y 6

25

### *El procedimiento*

Se muestra en la figura 4a que un procedimiento de uso de la presente invención incluye las etapas de localizar el tejido enfermo tal como en 52, exponer el tejido a radiación láser de 870 nm tal como en 54, exponer el tejido a radiación láser de 930 nm tal como en 56 y alternar las dos exposiciones tal como en 58 hasta que se observe o incube el cambio deseado.  
30

Se muestra en la figura 4b que otro procedimiento de uso de la presente invención incluye las etapas de localizar el tejido enfermo tal como en 60, exponer simultáneamente el tejido enfermo a radiación láser de 870 nm en 62 y a una radiación láser de 930 nm en 64 y mantener la exposición hasta que se observe o incube el cambio deseado.  
35

Generalmente, según se muestra en la figura 5, las dos longitudes de onda activan un cromóforo 68, activan el cromóforo en el sitio enfermo y posteriormente cooperan como el cromóforo en 70 para destruir las bacterias.

40 Este procedimiento es apto para una aplicación amplia como en el figura 6, en donde las dos longitudes de onda láser de la presente invención se transmiten a través de un canal 71 de fibra óptica de 600  $\mu\text{m}$  en el tratamiento terapéutico de un nicho ecológico nocivo conocido como cavidad periodontal 72, entre los dientes 73 y la encía 75, para lograr la eliminación bacteriana y limitar el uso de antibióticos.

45 Ejemplo I

La literatura de la técnica anterior (Neuman, Biophysical Journal, Volumen 77, Noviembre 1999, más abajo) informa de que una radiación de 870 nm y 930 nm procedente de un láser Ti:Zafiro sintonizable durante un microscopia confocal ha producido una mortalidad 7 veces superior en *E.coli*. Un estudio cuidadoso de esta información por el presente inventor ha conducido a las siguientes conclusiones. En valor nominal, es su densidad de potencia (brillo) la que, aparte de las longitudes de onda de 870 nm y 930 nm, es el parámetro más importante para causar la reacción tóxica de oxígeno singulete antes descrita. Esto se puede calcular usando la fórmula: densidad de potencia ( $\text{W}/\text{cm}^2$ ) = potencia total (W) x tamaño de punto ( $\text{cm}^2$ ). Usando esta relación, se calcula que, con al menos 100 mW y un ajuste del tamaño del punto, puede alcanzarse la densidad bactericida necesaria. Se cree que la reacción tóxica de oxígeno singulete tiene lugar según una curva de densidad de potencia. Es ajustable aumentando la potencia (siempre por debajo del potencial de coagulación del tejido), aumentando el tamaño del punto o explorando el tejido con un punto establecido de alta intensidad y tamaño mínimo. La relación de mortalidad es directamente proporcional al aumento de densidad de potencia. No es necesario matar todas las bacterias. Únicamente es necesario matar suficientes bacterias para permitir que el sistema inmune del cuerpo haga el resto.  
50  
55  
60

Ejemplo II

Las capacidades bactericidas únicas de una radiación de 870 nm y 930 nm pueden demostrarse con la siguiente ecuación, la cual considera la naturaleza de la onda de luz, la energía por fotón basada en la longitud de onda y lo que la energía hace a las células:  $E = hf$ , en donde  $E$  = energía,  $h$  = constante de Plank, y  $f$  = velocidad de la luz/longitud de onda.  $E = hf$  describe realmente la cantidad de momento de un fotón. En otras palabras, la cantidad de momento de un fotón está directamente relacionada con la energía. Esto significa que cuanto más corta es la longitud de onda tanto mayor es la cantidad de momento (energía) del fotón. Considérese lo siguiente.

## ES 2 320 221 T3

### Longitudes de Onda Ultravioletas

- 1) Un láser de ArF a 193 nm genera UV-C a 6,4 electrón voltios/fotón (EV/fotón)
- 5 2) Un láser de XeCl a 308 nm genera UV-A a 4,0 EV/fotón

### Longitudes de onda visibles

- 10 1) Un láser de Ar a 514 genera 2,4 EV/fotón
- 2) Un láser de He-Ne a 633 nm genera 2,0 EV/fotón

### 15 Longitudes de onda infrarrojas

- 1) Un láser de diodo a 800 nm genera 1,6 EV/fotón
- 2) Un láser de Er:Yag a 2940 nm genera 0,4 EV/fotón
- 20 3) Un láser CO<sub>2</sub> a 10600 nm genera 0,1 EV/fotón

25 Por lo tanto, las longitudes de onda (UV) más cortas, debido a su frecuencia, son más energéticas que las longitudes de onda más largas. Y se genera menos energía por fotón a medida que la longitud de onda asciende hacia la parte visible y posteriormente hacia las regiones infrarrojas del espectro electromagnético.

### Ejemplo III

30 Es bien conocido que: (1) la luz ultravioleta y los láseres de ultravioleta son más vigorosos que los visible o infrarrojos, y que “en y de por sí” son de naturaleza mutagénica; (2) la radiación ultravioleta (no ionizante) de más de seis EV/fotón (por ejemplo, UV ArF) puede excitar electrones en una biomolécula (por ejemplo, ADN) hacia un estado de ionización; (3) menos de seis EV/fotón (UV-A, UV-B, visible e infrarrojo) únicamente puede excitar electrones de biomolécula hacia estados electrónicos o vibrantes superiores, pero no hacia estados de ionización, debido a que los

35 fotones pueden transportar sustancialmente menos energía; (4) UV-B y UV-A pueden causar un daño de entrelazado sustancial sin ionización, debido de nuevo a dos electrón-voltios extra que transportan a su longitud de onda UV no ionizante.

40 Son exactamente estos estados de ionización de mayor energía causados por ciertos fotones UV (UV-C) de mayor energía tras su absorción por biomoléculas los que pueden causar dímeros de pirimidina en el ADN.

45 La energía de 870 nm y 930 nm, con independencia de la densidad de energía, únicamente produce fotones que transportan 1,4-1,6 EV/fotón, es decir, menos que la energía que causará daños al ADN, pero aún letal a densidades de potencia de 100 mW para *E. coli*. A semejante densidad de potencia, Neuman encontró la reacción tóxica de oxígeno singlete (a partir de una absorción selectiva de cromóforos) que mata *E. coli*. Esto es muy probable que ocurra excitando selectivamente electrones de una biomolécula (el cromóforo) hasta un alto estado vibratorio y liberando el oxígeno singlete.

50 La célula eucariótica CHO (Ovario Hela Chino) estudiada también por Neuman y afectada por estas longitudes de onda, son células mucho más frágiles que la piel, músculo y tejido conjuntivo humanos. Aún se ha de ver lo que densidades de potencias selectivas harán a estas células de una manera negativa, pero, como demuestran las consideraciones anteriores a un nivel empírico, durante los años muchas energías cercanas a 870 nm y 930 nm, a densidades de energía que normalmente son lo suficientemente altas para quemar tejido, se han probado y considerado seguras para tejido humano. Generalmente el tejido humano “rebota hacia atrás” después de años de quemaduras de

55 sol UV repetitivas. En comparación, se concluye que la energía infrarroja de 870 nm y 930 nm es tóxica para ciertos microbios y probablemente sólo molesta para los tejidos humanos.

### Ejemplo IV

60 Los efectos bactericidas de la energía de 870 nm y 930 nm sobre *E. coli* son conocidos sobre la base de pruebas empíricas. Aunque, por lo que se sabe hasta ahora, no se han realizado tales pruebas con estas longitudes de onda sobre otras bacterias, es probable que bacterias distintas de *E. coli* resulten afectadas similarmente. Esta probabilidad se basa en la siguiente lógica. Los antibióticos se desarrollan para atender sistemas bacterianos necesarios específicos que difieren de sistemas humanos necesarios específicos. Siguen ejemplos de este principio:

65 Penicilinas: todas se dirigen a una enzima que ayuda a construir una pared celular de peptidoglicano en un rango de bacterias. Este es un evento ubicuo que no es consecuente en humanos y animales, debido a que no tienen paredes celulares.

## ES 2 320 221 T3

Eritromicinas: todas inhiben la síntesis proteínica en un rango de bacterias al perturbar subunidades de ribosoma bacterianos en la mayoría de las bacterias. El ribosoma bacteriano es diferente de los ribosomas humanos y animales, de modo que tal alteración no daña ni a humanos ni a animales.

5 Tetraciclinas: todas inhiben un aspecto diferente de una síntesis proteínica bacteriana.

Ciprofloxacina: esta inhibe una enzima bacteriana denominada ADN girasa, la cual permite que el ADN bacteriano se despliegue para una replicación bacteriana y una síntesis proteínica. Esta es una enzima que es diferente de cualquier otra enzima humana, de modo que no tiene un efecto correspondiente en humanos.

10

Existen más similitudes que diferencias en bacterias. Si la penicilina o la eritromicina únicamente funcionaran en tres o cuatro especies bacterianas, y no fueran de naturaleza de “amplio espectro”, serían bastante menos útiles. Sin embargo, generalmente funcionan de manera universal, debido a todo lo que es similar en la bioquímica y morfología de una gran mayoría de bacterias. La conclusión es que existe una aplicabilidad amplia de destrucción bacteriana por radiación infrarroja de 870 nm y 930 nm. Esta conclusión está basada en la lógica de que el cromóforo que afronta estas longitudes de onda en *E. coli*, lo cual provoca la reacción tóxica de oxígeno singulete, está presente en muchas más especies que *E. coli* solamente.

15

20 Figuras 7a a 7d

### *Eliminación del Sarro Dental Aumentado por Láser*

Los instrumentos dentales están diseñados con la finalidad de retirar cálculos y placa, alisar la raíz y retirar tejido blando enfermo de cavidades periodontales y similares. Los instrumentos de radiación y eliminación del sarro ilustrados de la presente invención comprenden generalmente (1) una caña que se ha de sujetar con la mano y manipular por un profesional dentista durante una operación, (2) al menos un extremo de trabajo que presenta, de manera contigua, un cabezal óptico de láser y un cabezal de corte mecánico que se dirigen simultáneamente a un sitio quirúrgico, y (3) un mazo de fibras de láser óptico que se extiende desde una entrada óptica en un extremo de la caña, al cual está fijado el láser, hasta una salida óptica en el otro extremo de la caña, en el cual se entrega la energía láser. La disposición es tal que, durante una operación, el profesional dentista puede someter el sitio quirúrgico simultánea o alternadamente a (1) un corte, raspado y amolado mecánicos, (2) retoque y cauterización por láser.

25

30

Generalmente, la caña está compuesta por acero inoxidable, acero de alto contenido de carbono y/o plástico de alta resistencia tratable en autoclave (para implantes). El láser se conecta mediante un accesorio intercambiable a un mazo de fibras ópticas convencional dentro o en la caña. El mazo de fibras ópticas, cuando está situado dentro de la caña, permite que la energía óptica salga de manera contigua con el cabezal mediante una ventana de cuarzo resistente al calor y a los arañazos, en donde, después de la salida, baña el sitio quirúrgico, por ejemplo una cavidad y tejidos periodontales, con energía de láser de diodo.

40

La figura 7a ilustra una cucharilla que, según la presente invención, comprende: un caña hueca 80 que tiene un accesorio intercambiable trasero 82, y un cabezal de contacto delantero 84. Dentro de la caña 80 se extiende un mazo 86 de fibras ópticas. Según se muestra, la energía 85, 87 de láser se entrega desde unos osciladores 88 de láser cronometrados de manera segura mediante un accesorio intercambiable 82 y un mazo 86 de láser a un cabezal de contacto 84 bajo un control manual/pedicular 89. Según se muestra en la figura 7b, de manera contigua con el cabezal de contacto 84 están dispuestas un cuchilla 90 y una ventana de salida 92.

45

Según se muestra en las figuras 7c y 7d, respectivamente, una realización de la cuchilla es curva tal como en 100 y otra realización de la cuchilla es lineal tal como en 106. En la realización de la figura 7c, un mazo 102 de fibras ópticas y una ventana 104 están justamente debajo del filo de corte de la cuchilla. En la realización de la figura 7d, un mazo de fibras ópticas 108 y una ventana 110 están justamente debajo del filo de corte de la cuchilla. Cada uno de los eliminadores del sarro de las figuras 7c y 7d tiene un accesorio conjugado 83 que se puede fijar al accesorio conjugado 82 para comunicación opcional e intercambiable con los dos osciladores de láser.

55

Figura 8

### *Terapia de Canal Radicular Aumentada por Láser*

La figura 8 ilustra un sistema 118 que está diseñado para uso en el tratamiento terapéutico de bacterias en el canal radicular de un diente. El objetivo es proporcionar una energía dirigida al espacio infectado del canal radicular dentro de un diente para lograr la eliminación bacteriana dentro de los túbulos de la dentina.

60

Según se muestra, una energía de longitud de onda doble 122, 124 de la presente invención es generada en 126, alimentada mediante un acoplamiento óptico 128 y dispersada a través de una punta térmica 130 intersticial de canal radicular aumentada por láser, la cual está cubierta con gránulos de zafiro o sílice. Como resultado, se logra la eliminación bacteriana en el canal radicular y se aminora o elimina la necesidad de antibióticos convencionales.

65

Figura 9

*Tratamiento de Dedos Gangrenosos de la Mano y del Pie*

5 La figura 9 muestra un sistema 132 que materializa la presente invención para uso como un adjunto para tratar  
dedos de la mano y del pie infectados y gangrenosos en pacientes diabéticos. En la realización preferida para este  
enfoque, la energía de longitud de onda doble se genera en 134, se alimenta a través de unos canales ópticos 136 y  
138 y se dispersa a través de aberturas dobles opuestas 140 y 142 en una pinza 144, la pinza 144, que está cargada  
por resorte en 146, se sujeta sobre el dedo enfermo (de la mano o del pie) de un paciente y se baña un área infectada  
10 de un dedo de la mano o del pie con la energía de longitud de onda doble durante un período definido a una potencia  
definida para efectuar la eliminación bacteriana sin deposición térmica perjudicial.

Figura 10

15 *Otoscopia Aumentada por Láser*

La figura 10 muestra el uso terapéutico de energía 148 de 870 nm y de energía 150 de 930 nm según la presente  
invención como un adjunto para curar una otitis media (infecciones del oído). Según se muestra, la energía de longitud  
de onda doble se canaliza por un multiplexador óptico 152 a través de un otoscopio 154 que tiene un canal óptico  
20 156 para la conducción de energía hacia un cabezal óptico 158 que puede insertarse dentro del canal del oído. Esto  
permite que el especialista, bajo la iluminación directa de una lámpara 160 y la visualización por una pieza ocular 162,  
irradie el tímpano y el canal del oído interior con energía láser doble para efectuar la eliminación bacteriana en el canal  
del oído y en el oído interior sin destrucción térmica de tejidos. Un control manual/pedicular gestiona la operación  
mediante un temporizador de seguridad 166 y un conmutador electrónico 168.

Figura 11

*Envuelta Terapéutica Aumentada por Láser*

30 La figura 11 muestra un sistema 170 que materializa la presente invención para uso como un adjunto para el  
tratamiento de un miembro 171 que está infectado con celulitis, fascitis necrotizante u otra enfermedad dermatológica.  
Según se muestra, se genera en 176 una energía de longitud de onda doble 172, 174 de la presente invención y se la  
transmite a una tela de iluminación 176 de fibra óptica para irradiación distribuida del miembro. Esta tela incorpora  
35 fibras ópticas revestidas erráticamente con un diámetro típicamente de 200 a 400  $\mu\text{m}$ , que entregan la energía de  
longitud de onda doble a la región enferma del miembro para la erradicación de bacterias.

Figura 12

*Bastoncillo terapéutico*

40 La figura 12 muestra un sistema 180 para aplicar la energía de longitud de onda doble de la presente invención para  
la eliminación bacteriana de una herida o sitio quirúrgico infectado. La energía de longitud de onda doble se genera  
en 184 para su transmisión en 186 y 188 a un bastoncillo portátil 190. Bajo unos controles manuales en el mango  
del bastoncillo, se aplican simultánea o alternadamente las longitudes de onda de 870 nm y 930 nm a una herida o  
45 infección tal como en 192 para lograr ópticamente la destrucción bacteriana. Este instrumento está adaptado para uso en  
un establecimiento hospitalario o en conjunción con un paquete de campo alimentado por batería para fines militares.

**Funcionamiento**

50 En funcionamiento, cada una de las realizaciones ilustradas es capaz de generar energía láser de onda continua  
o pulsada de manera independiente o al mismo tiempo dependiendo de los parámetros establecidos por el operador.  
Para ello se conecta el láser a un sistema de entrega de fibra óptica adecuado. Este sistema genera de 100 mW a  
20 W de salida láser a partir de cada longitud de onda de manera independiente o un total de 200 mW hasta 40 W  
conjuntamente dependiendo de los parámetros establecidos por el operador. Usando los propios cromóforos de las  
55 bacterias, el sistema produce unos efectos letales máximos sobre las bacterias con una deposición térmica mínima.

Los fines de tal exposición radiante son, en diversas realizaciones, ablación de tejido, vaporización de tejido, coa-  
gulación de un área quirúrgica, interacciones fotoquímicas y muerte bacteriana por termólisis de células bacterianas.  
La radiación infrarroja es conocida como "radiación térmica" porque genera directamente calor para la destrucción  
60 bacteriana, es decir, termólisis. La presente invención logra la destrucción bacteriana mediante energía óptica, es decir,  
fotólisis en vez de termólisis.

Dado que pueden realizarse ciertos cambios en la presente descripción sin apartarse del alcance de la presente  
invención, se pretende que toda la materia descrita en la memoria anterior y mostrada en los dibujos anexos sea  
65 interpretada como ilustrativa y no en un sentido limitativo.

## ES 2 320 221 T3

### REIVINDICACIONES

1. Un sistema láser para destruir bacterias en vivo en un lugar bacteriano, comprendiendo dicho sistema:

5 (a) un alojamiento y un control;

10 (b) un subsistema de oscilador de láser dentro de dicho alojamiento para provocar la emisión selectiva bajo dicho control de una primera radiación en un primer rango de longitud de onda de 865 nm a 875 nm, y la emisión selectiva bajo dicho control de una segunda radiación en un segundo rango de longitud de onda de 925 nm a 935 nm;

(c) un canal óptico para transmisión de dicha primera radiación y dicha segunda radiación desde dicho subsistema de oscilador de láser; y

15 (d) un cabezal para habilitar la entrega de dicha primera radiación y dicha segunda radiación desde dicho subsistema de oscilador de láser a través de dicho canal óptico hasta el sitio de dicho lugar bacteriano;

20 (e) estando adaptada dicha primera radiación y dicha segunda radiación para activar un cromóforo de dicho lugar bacteriano y para cooperar con dicho cromóforo para destruir bacterias en dicho lugar bacteriano.

2. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que dicha transmisión es simultánea.

3. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que dicha transmisión es alterna.

25 4. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que dicha transmisión es multiplexada.

5. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que dicho cabezal incluye una salida óptica para dicha primera radiación y dicha segunda radiación, y un instrumento de eliminación del sarro.

30 6. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que dicho cabezal incluye una salida óptica que tiene una punta de terapia térmica intersticial de canal radicular aumentada por láser para su inserción dentro de un canal radicular, la cual está cubierta con gránulos de zafiro o sílice.

35 7. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que dicho cabezal incluye una salida óptica y un otoscopio.

40 8. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que existe un canal óptico adicional a través del cual dicha radiación es entregada; y en el que dicho cabezal incluye una pinza de dedo y una salida óptica del mismo que comprende aberturas dobles; en el que dicha pinza es adecuada para ser sujeta sobre el dedo enfermo, en particular un dedo de una mano o un pie, de un paciente con el fin de bañar un área infectada del dedo de la mano o el pie con energía de longitud de onda doble durante un período definido a una potencia definida para efectuar la eliminación bacteriana sin una deposición térmica perjudicial.

45 9. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que dicho cabezal incluye una media que tiene una salida óptica desde dicho oscilador de láser y una salida óptica hacia la superficie interior de dicha media.

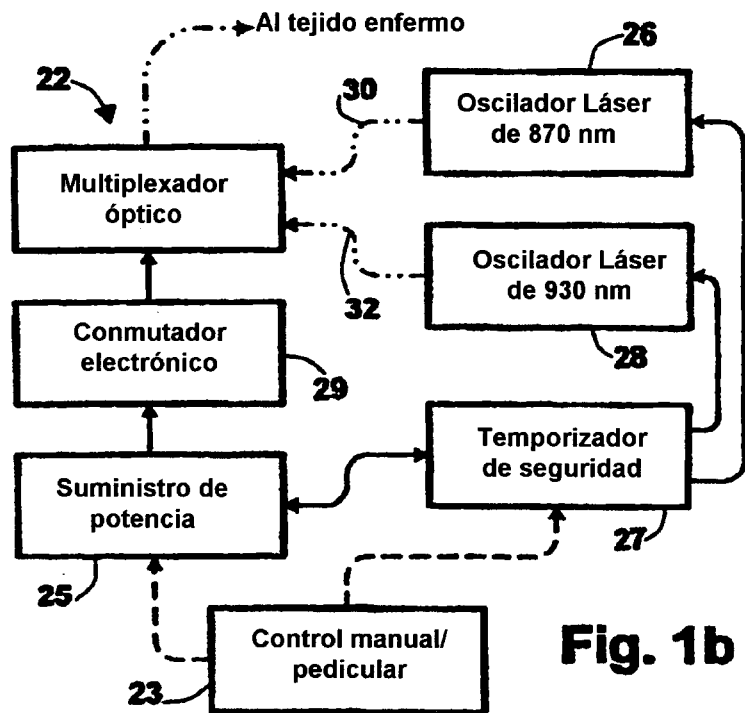
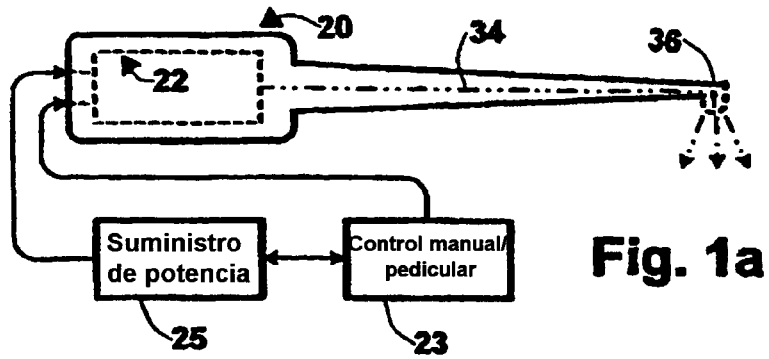
10. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que dicho cabezal incluye un mango y una salida óptica que se extiende desde el mismo.

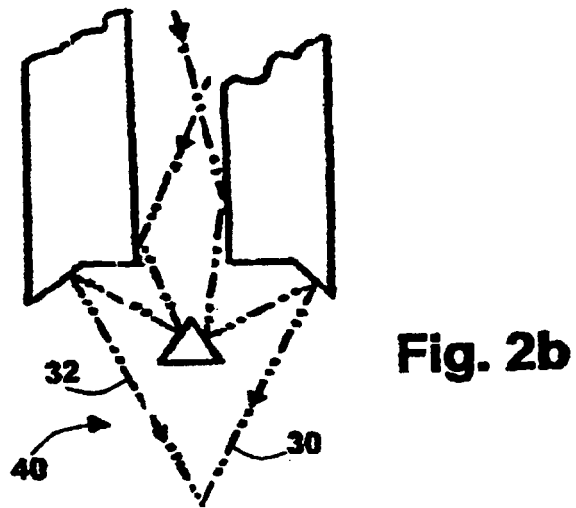
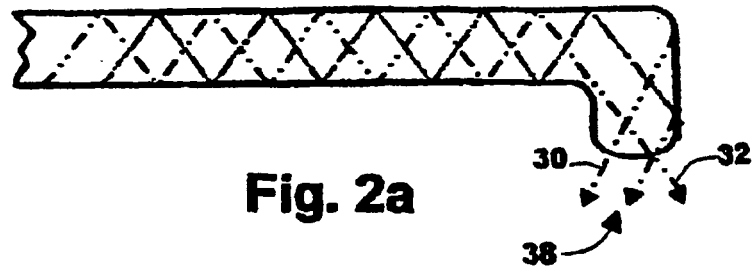
50 11. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que dicho lugar bacteriano es un lugar dental bacteriano y en el que el sistema está adaptado para generar de 100 mW a 20 W de salida láser a partir de cada longitud de onda de manera independiente o un total de 200 mW hasta 40 W conjuntamente dependiendo de los parámetros establecidos por el operador.

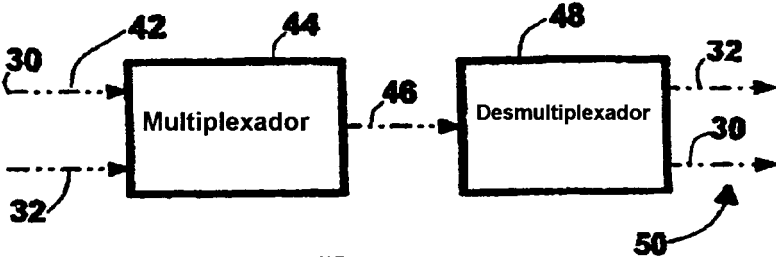
55 12. El sistema láser según la reivindicación 1, en el que el primer rango de longitud de onda y el segundo rango de longitud de onda están destinados a ser absorbidos selectivamente por uno o más cromóforos bacterianos intracelulares para la generación de una reacción tóxica de oxígeno singulete en las bacterias para destruir éstas en el lugar infectado.

60

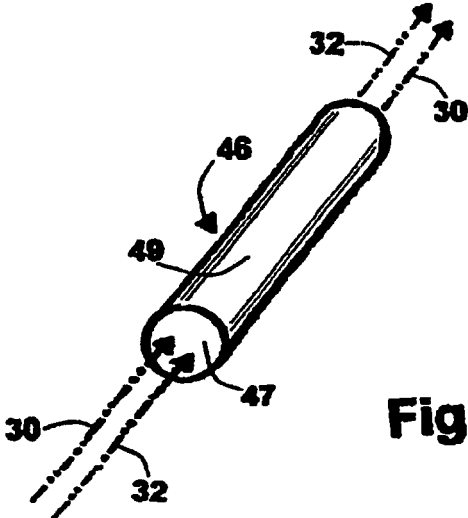
65



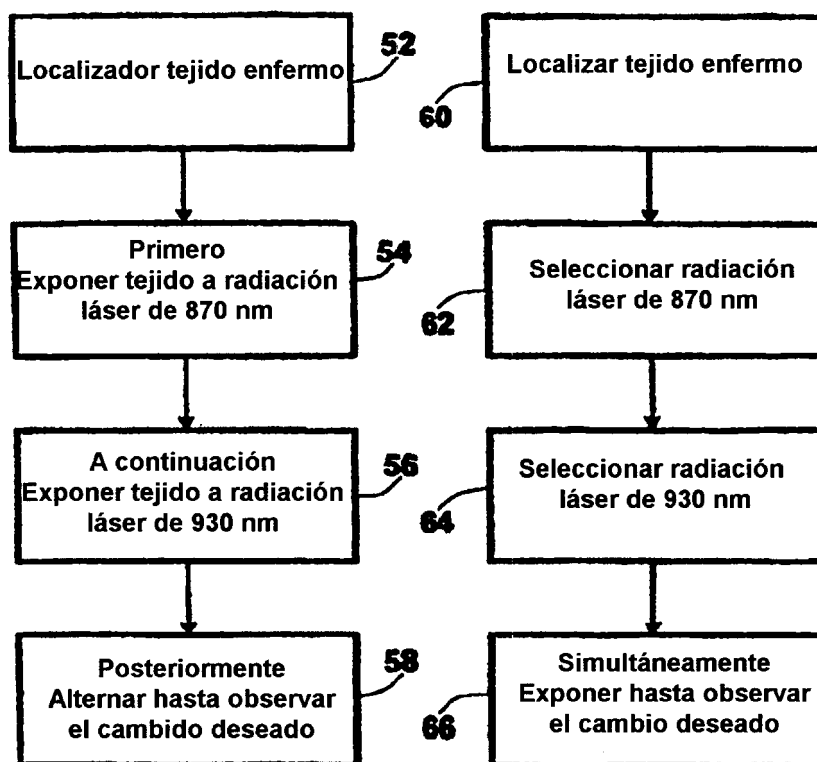




**Fig. 3a**

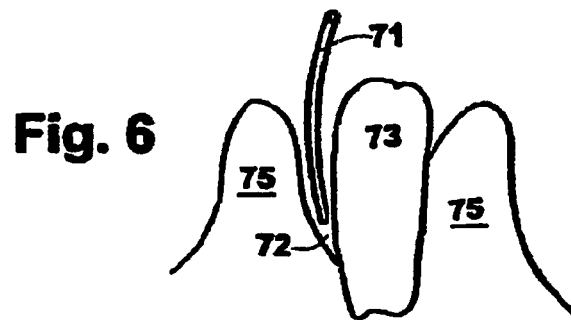
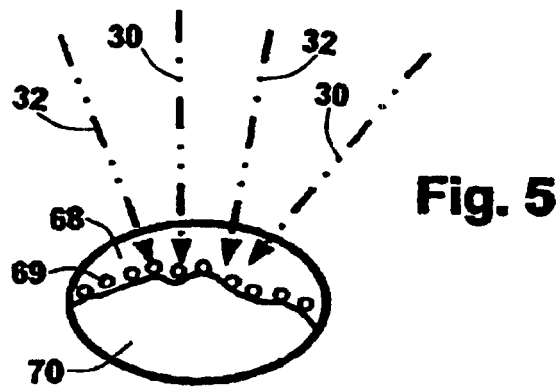


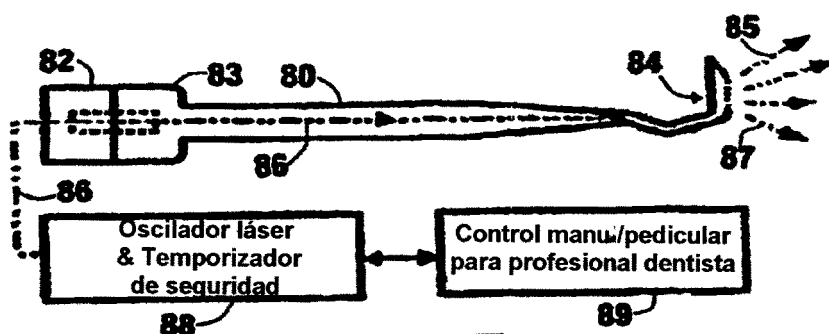
**Fig. 3b**



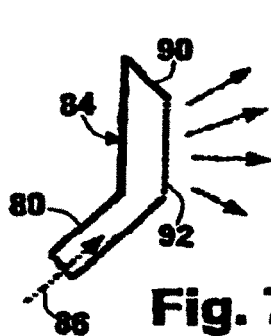
**Fig. 4a**

**Fig. 4b**

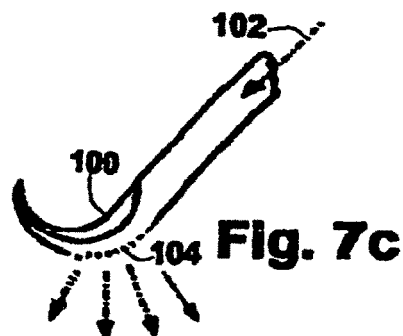




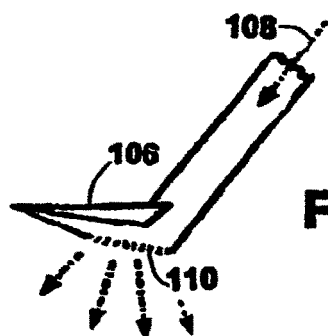
**Fig. 7a**



**Fig. 7b**



**Fig. 7c**



**Fig. 7d**

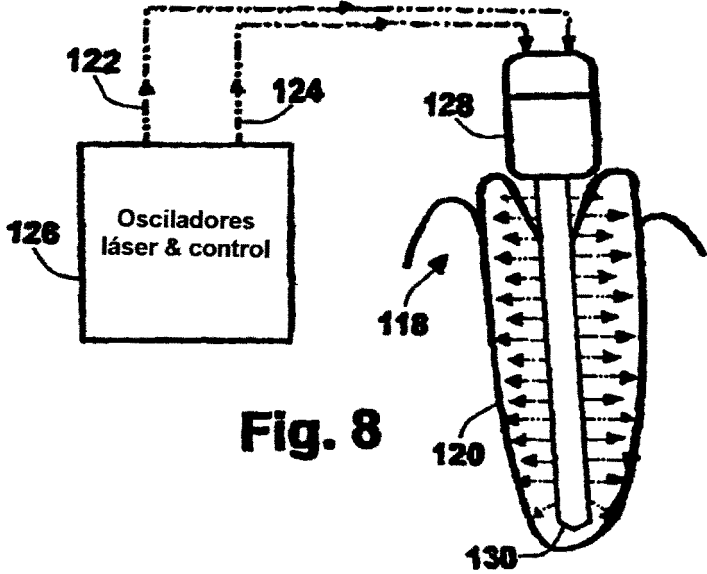


Fig. 8

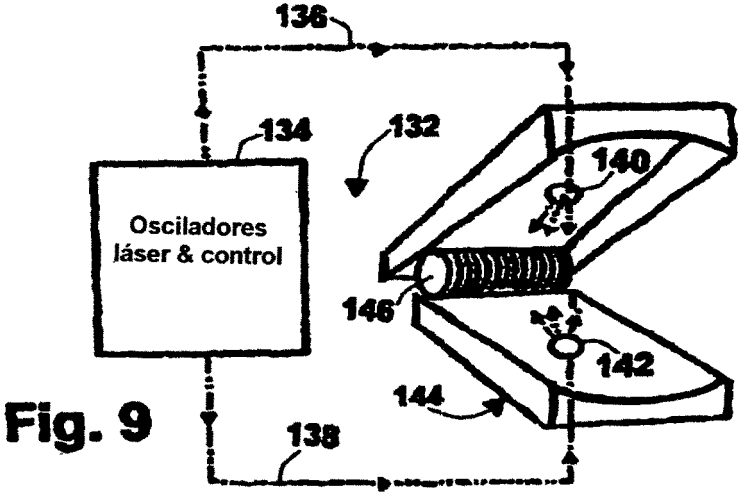


Fig. 9

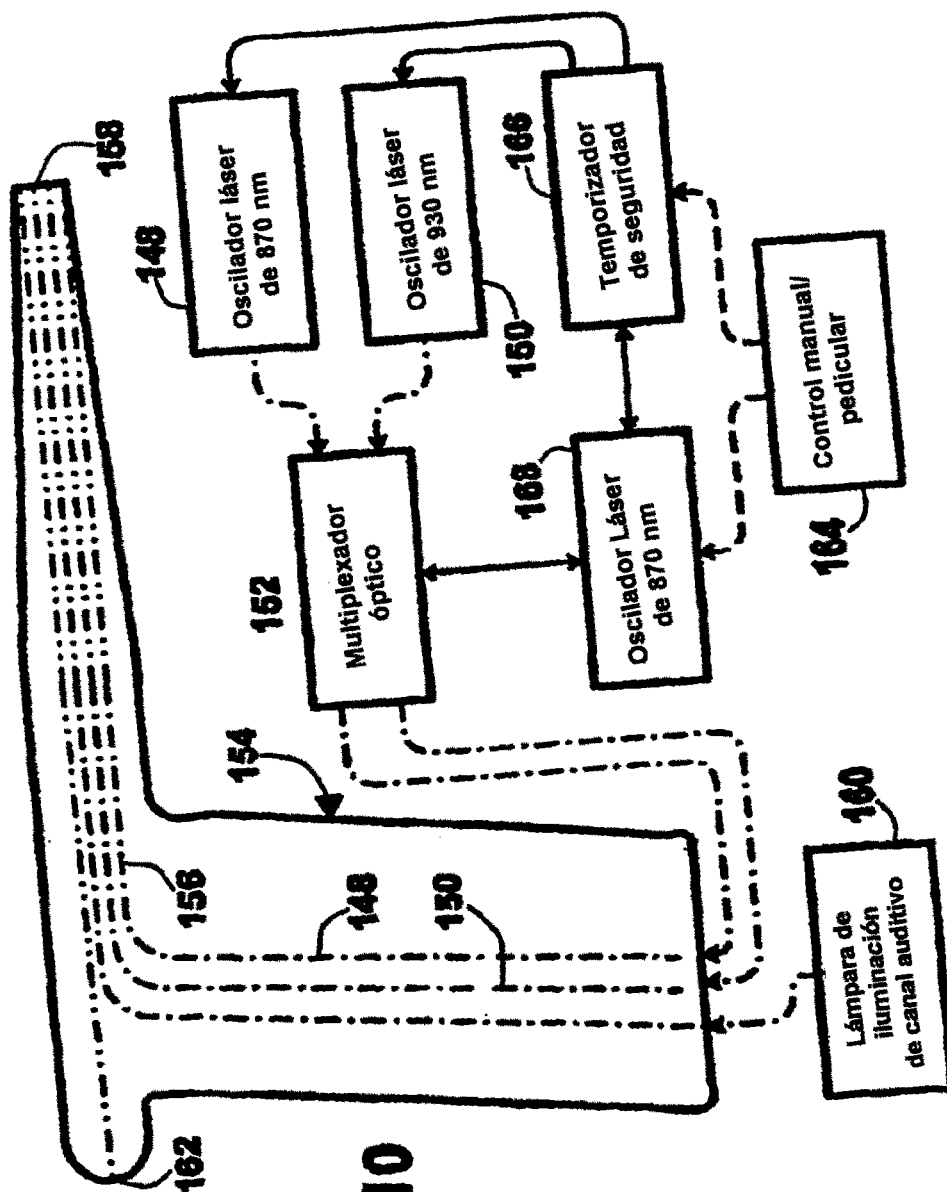


Fig. 10

