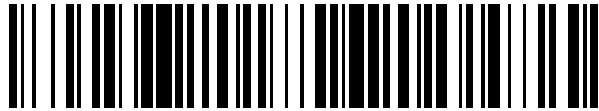


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 539 472**

51 Int. Cl.:

A61B 1/06 (2006.01)

F21V 13/04 (2006.01)

F21W 131/202 (2006.01)

F21Y 113/00 (2006.01)

F21Y 101/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.08.2008 E 13176201 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.06.2015 EP 2649930**

54 Título: **Lámpara de diodo electroluminiscente para examen dental de cromaticidad variable**

30 Prioridad:

05.10.2007 US 867876

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

01.07.2015

73 Titular/es:

**KAVO DENTAL TECHNOLOGIES, LLC (100.0%)
2200 Pennsylvania Avenue NW, Suite 800W
Washington DC 20037, US**

72 Inventor/es:

**LI, WEI;
SWAYNE, JAMIE;
UNSWORTH, AUSTIN E;
DAGHER, NABIL y
LOCKAMY, THOMAS H**

74 Agente/Representante:

LAZCANO GAINZA, Jesús

ES 2 539 472 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

Lámpara de diodo electroluminiscente para examen dental de cromaticidad variable

CAMPO TÉCNICO

5 Esta invención hace referencia a aparatos que producen luz visible. Se dirige particularmente a una fuente de luz accionada eléctricamente que incluye un diodo emisor de luz (LED) con cromaticidad variable, el cual está adaptado para su uso en una operatoria dental.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

10 Durante un largo período de tiempo se ha sabido que la electricidad puede aprovecharse para crear la luz visible. Los elementos que emiten luz incandescente generados por electricidad se han utilizado prácticamente durante el mismo período de tiempo. Sin embargo, tales luces incandescentes sufren una conversión ineficiente de electricidad a la luz visible. El proceso de conversión ineficiente provoca la producción de una cantidad considerable de calor, y la emisión de una cantidad significativa de la radiación en, o cerca de,
15 el espectro infrarrojo. Dicha emisión infrarroja arroja inherentemente una carga de calor sobre un objetivo junto con un haz de iluminación. El calor generado por la iluminación incandescente a veces puede suponer una carga indeseable en los sistemas de control ambiental, como los sistemas de refrigeración utilizados en las viviendas. Tanto el proceso de conversión ineficiente como la eliminación de la carga de calor no deseado desde el área
20 cerca de la luz provocan que el gasto en electricidad sea superior a lo necesario. Además, durante su uso en una operatoria para iluminar un sitio de operación en un paciente, las emisiones infrarrojas pueden secar de forma indeseable el tejido seco iluminado o puede producir una sensación de incomodidad en el paciente.

 Los elementos alternativos emisores de luz incluyen bombillas fluorescentes. Estas bombillas fluorescentes tienen la ventaja de que producen una carga térmica reducida en comparación con las bombillas incandescentes. Sin embargo, las bombillas fluorescentes tienden a ser voluminosas, y generalmente producen
25 luz con un color e intensidad menos deseable para muchas aplicaciones. Además, ciertos componentes eléctricos necesarios en el circuito eléctrico de alimentación de las lámparas fluorescentes, tales como las resistencias tienden a producir una cantidad no deseable de ruido. Durante el uso en una operatoria, generalmente se desea reducir la carga de un accesorio de la lámpara, para minimizar su intrusión en el ámbito operativo y facilitar la manipulación del accesorio de la lámpara.

30 La mayoría de las luces para exámenes dentales comercializadas actualmente utilizan bombillas incandescentes como fuentes de luz. Estas luces incandescentes para exámenes dentales tienen varias desventajas, tales como: emisión de infrarrojos (IR) de radiación que debe ser eliminarse con filtros o los denominados "espejos-fríos" para evitar el calentamiento excesivo del paciente y el usuario; la vida relativamente corta de la bombilla; la incapacidad del usuario para ajustar la temperatura de color de luz y la
35 cromaticidad de la luz; la temperatura de color se reduce y la luz llegar a ser "más caliente" (es decir, pasar de blanco a naranja/rojo), cuando se reduce la intensidad de la luz (se atenúa); y la producción significativa ultravioleta (UV) y la luz azul que provoca la curación no deseada e incontrolada de compuestos dentales y adhesivos.

Sería una mejora proporcionar un accesorio de la lámpara más eficiente energéticamente capaz de producir una carga de calor reducida, y arrojar una iluminación con un color deseable e intensidad que se pueda ajustar para obtener espectros deseables en una sola lámpara.

5

BREVE RESUMEN DE LA INVENCION

La patente US 2006/0245173 describe una lámpara operatoria dental utilizada para emitir iluminación sin sombras sobre un área de operación, la cual comprende una pluralidad de módulos de luz, por ejemplo LEDs de color, en una relación separada sobre un área, y una guía de luz óptica para combinar la luz desde dichos LEDs para apuntar la salida de luz de cada módulo para la suma superpuesta en una huella de destino. Cada módulo incluye generalmente una fuente de luz LED, un espejo parabólico reflectante colocado para dirigir la luz desde el LED, una lente de colimación TTR dispuesta en un extremo distal del espejo, y un tubo de dispersión de luz dispuesto entre el LED y un elemento con lente divergente.

10

Una realización de la invención hace referencia a una lámpara operatoria dental utilizada para iluminar un área de operación que incluye: una pluralidad de LEDs en color; una guía de luz óptica para combinar la luz de dichos LEDs; y al menos dos espectros de luz que puede seleccionar el usuario, uno de dichos espectros generados por la pluralidad de LEDs en color que proporcionan luz blanca con temperatura de color en el rango de 4000°K - 6000°K y un espectro generado por uno o más LEDs en color y después de haber reducido la producción en el rango de longitud de onda de 400-500 nm.

15

Otra realización de la invención se refiere a una operatoria dental que incluye además: una carcasa con una parte delantera dirigida hacia la zona de operación y una parte trasera alejada de la zona de operación; un módulo reflector situado en la parte trasera de la carcasa; una pluralidad de diodos emisores de luz de colores (LED) en módulo reflector; y una guía de luz óptica configurada para dirigir la luz de los LEDs de color hacia la parte delantera de la lámpara en un patrón que enfoca la luz blanca desde la lámpara hasta un área central de iluminación de alta intensidad, con una iluminación de intensidad reducida significativamente fuera de la zona central.

20

25

BREVE DESCRIPCION DE VARIAS VISTAS DE LOS DIBUJOS

Aunque la memoria descriptiva concluye con las reivindicaciones que particularmente indican y reivindican claramente lo que se considera como la presente invención, esta invención puede entenderse y ser apreciada por un experto en la técnica a partir de la siguiente descripción de la invención más fácilmente cuando la lea junto con los dibujos adjuntos en donde:

30

FIG. 1 es una vista en perspectiva de una lámpara operatoria dental de acuerdo con una realización concreta de la invención;

FIG. 2 ilustra una disposición de los componentes y una salida de luz LED representativa en una lámpara operatoria dental;

35

FIG. 3 ilustra una realización de una guía de luz óptica en una lámpara operatoria dental de la invención;

FIG. 4 ilustra un patrón de iluminación representativo de la lámpara operatoria dental de acuerdo con una realización de la invención; y

FIG. 5 es una sección transversal de un módulo de luz con una superficie reflectante con interior reflectante de acuerdo con una realización concreta de la invención.

5

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCÓN

Aunque la descripción anterior contiene muchos detalles, estos no deben interpretarse como limitantes del alcance de la presente invención, sino que meramente proporcionan ilustraciones de algunas realizaciones representativas.

10 Características de diferentes realizaciones se pueden emplearse de forma combinada.

La Figura 1 ilustra una vista en perspectiva de una realización actual de la invención, indicada generalmente a 100, de una estructura de fuente de luz construida de acuerdo con los principios de la invención. La estructura de la fuente de luz 100 puede caracterizarse generalmente como una lámpara. La lámpara 100 se alimenta por electricidad, y funciona para proporcionar iluminación a un área de trabajo dispuesta a una distancia desde la parte delantera de la lámpara, indicada generalmente en 102. Es deseable que el área de trabajo iluminada por la lámpara 100 esté libre de sombras, y aparezca relativamente uniforme en intensidad y color de la iluminación. Para la mayoría de aplicaciones, el área de trabajo objetivo iluminado se considera que tiene una huella aproximadamente plana y una profundidad normal a esa huella. Es decir, la región iluminada está generalmente estructurada para abarcar un volumen dispuesto próximo a la huella.

20 La lámpara ilustrada 100 puede incluir una estructura de fijación (no mostrado) que puede funcionar para conectar la lámpara 100 a la estructura de suspensión en el área de trabajo. Tal estructura de unión típicamente se une en una parte posterior 106 de la lámpara 100, aunque cualquier disposición conveniente es válida. La estructura de suspensión normal en una operatoria dental permite a un usuario orientar la lámpara en el espacio de manera operativa para apuntar la salida de luz de lámpara 100 a la zona objetivo deseada. Ciertas realizaciones de la invención proporcionan una lámpara que tiene un peso reducido y/o volumen intrusivo comparación con las lámparas disponibles en el mercado. Tales lámparas de peso reducido permiten una reducción correspondiente en la masa de la disposición de suspensión de la lámpara, lo que aumenta la facilidad de manipulación de la lámpara para orientar su salida hacia un objetivo.

30 En el uso en un entorno tal como una operatoria dental, un escudo frontal (no mostrado) se puede proporcionar como una cubierta protectora para bloquear la migración de polvo y aerosoles contaminados en el interior de la lámpara. Una superficie frontal de dicho escudo puede estructurarse para proporcionar una superficie fácil de limpiar, con el fin de mantener la esterilidad de la zona operatoria. En ciertas realizaciones, el escudo puede incorporar una o más lentes para enfocar o modificar de otro modo la salida de luz de lámpara 100. Tanto si se proporcionar como si no una lente de enfoque, un escudo fabricado por Lexan®, u otro material ópticamente útil y material conformable se puede proporcionar para cerrar completamente la parte delantera de una lámpara dental para impedir la contaminación y para facilitar la limpieza la lámpara. El escudo puede moldearse por inyección y puede incluir lentes de enfoque. Es deseable que el escudo, o una parte de la carcasa de la lámpara 114, puedan ser de bisagra, o que el usuario pueda abrirlo de otra manera, para

35

proporcionar acceso al interior de la lámpara 100 para el mantenimiento o la sustitución de un elemento generador de luz.

Con referencia a la Figura 2, un LED 118 emite luz indicado por una pluralidad de rayos 120. Un LED operable puede incluir un LED de 3 vatios, tal como el vendido por Lumileds Lighting EE.UU., LLC bajo la marca Luxeon, número de pieza LXHL-LW3C.

Normalmente, se proporciona un elemento reflectante, generalmente indicado en 116, para dirigir la salida de luz de LEDs hacia un objetivo. En una realización concreta, el elemento 116 reflectante puede ser un reflector esférico cóncavo que recoge la luz que emana de la varilla mezcladora y la enfoca sobre el plano de la cara del paciente ("plano de imagen"). El contorno de la superficie del reflector puede ser una simple sección de elipse de 2D girada en torno al eje óptico central. Una lente de enfoque 122 puede incluirse en una disposición efectiva para colimar los rayos 120 y, además, dirigirlos a un área iluminada indicada en 126. En ciertas realizaciones de la invención, la zona 126 corresponde a la huella de destino de la lámpara 100. En tal caso, se desea que la iluminación emitida desde cada módulo 108 sea sustancialmente uniforme en el área 126. Ciertos rayos 128 pueden emitirse en una dirección distinta a la deseada para la incidencia en el área 126. Tales rayos 128 se caracterizan como luz parásita. Como se indica por la colección ilustrada de los rayos 120, el área 126 a veces tiene una mayor intensidad de iluminación en su centro, y puede desaparecer a una disminución de la intensidad cerca de su perímetro, como se indica con referencia a la Figura 4. En otra realización, el LED 118, espejo 122, y toda la óptica asociada está dispuesta en armonía para producir una intensidad sustancialmente uniforme sobre su huella iluminada a una distancia focal seleccionada.

Los LEDs 118 se montan típicamente en un soporte 112 asociado con la carcasa de la lámpara 114. Es deseable que el conjunto de soporte 112 esté estructurado para proporcionar la instalación y la eliminación rápida y simple del LED 118, e incluye la estructura de conexión para la electricidad suministrada al LED y pueden incluir además una placa de circuito con alma metálico 130. Además, es deseable que el soporte 112 se forme a partir de un material capaz de conducir el calor o, alternativamente, estar asociado con tubos de conducción de calor 134. Ventajosamente, el soporte 112 y/o el tubo de calor 134, junto con la carcasa 132 pueden estructurarse y disponerse para disipar el calor generado por el LED 118 en una dirección alejada de la parte delantera 102 de la lámpara 100. En algunas realizaciones, el uso de tubo de calor 134 es particularmente deseable ya que un gran disipador de calor situado directamente detrás de la placa con alma metálico con los LEDs generadores de calor puede oscurecer de forma significativa la luz de enfoque en el plano de la imagen. Mediante el uso de un tubo de calor 134 o estructura equivalente, el calor puede ser conducido lejos a través de tubos de calor 134 a una carcasa del disipador de calor situada en la parte posterior del reflector donde no se oscurezca la luz. Un ejemplo puede incluir aletas del disipador de calor 142. Las aletas disipadoras de calor 142 pueden integrarse con la carcasa exterior de la lámpara y construirse con cualquier material de conducción o de disipación de calor, tales como fundición de aluminio. Para aumentar el enfriamiento, puede utilizarse un ventilador para extraer el aire en un espacio 144 entre el reflector y la carcasa disipadora de calor. Para maximizar el área de la superficie y, por tanto, la refrigeración, el interior del disipador/carcasa de calor incluye aletas o nervaduras 142 que forman canales de aire entre ellas.

Con el fin de producir luz homogénea de múltiples LED de diferentes colores (por ejemplo, el rojo, la verde, azul y ámbar), la emisión de luz de cada LED individual debe superponerse suficientemente a la luz de todos los otros LEDs. En una realización concreta, una varilla clara fabricada con acrílico realiza esta función y se denomina aquí como una guía de luz óptica o una varilla mezcladora de luz 136. Se entiende que la varilla

mezcladora 136 puede realizarse con cualquier material adecuado capaz de actuar como una guía de luz óptica. El rendimiento de la varilla mezcladora 136 se puede mejorar significativamente con la adición de características periódicas u "ondas" 150 en las paredes exteriores de la varilla mezcladora, como se muestra en las Figs 1 y 3. Como se ilustra en la Fig 3, la luz de múltiples LEDs de diferentes colores 154 (por ejemplo, rojo, verde, azul, y/o ámbar) se introduce a través de un extremo de la varilla mezcladora 136 y emanan de otro extremo de la varilla mezcladora 136 como una luz blanca compuesta 158. Una realización concreta combina la luz de cuatro LEDs de colores diferentes (rojo, azul, verde y ámbar) para producir luz blanca. Al variar los ratios de los diferentes colores, se puede cambiar el carácter de la luz blanca. En concreto, la luz blanca con temperaturas de color coordinadas (CCTs) de 4200°K y 5000°K se puede producir mientras se mantiene un alto índice de reproducción de color (CRT), normalmente superior a 75. La luz azul se produce normalmente en el rango de longitud de onda máxima de 445 nm a 465 nm. La luz verde se produce normalmente en el rango de longitud de onda dominante de 520 nm a 550 nm, luz de color ámbar en el intervalo de 584 nm a 597 nm, y la luz roja en el intervalo de 613 nm a 645 nm. Un soporte de varilla 138 puede utilizarse para asegurar la varilla mezcladora 136 en su sitio.

Múltiples LEDs de cada color se pueden montar usando técnicas de montaje de superficie de reflujo para lograr la densidad óptica óptima. En una realización concreta, se puede utilizar una placa convencional con alma de metal (MCB) 130. Alternativamente, puede utilizarse un material de la placa del circuito impreso (PCB) laminado con fibra de vidrio convencional (FR4). Los LEDs, concretamente los LEDs rojo y ámbar, tienen la característica de que su emisión de luz disminuye significativamente a medida que su temperatura aumenta. La gestión del calor puede ser fundamental para el mantenimiento de la producción óptima de la luz y por lo tanto las proporciones adecuadas de intensidad de la luz para mantener los CCT y CRI deseados.

La lámpara 100 de la presente invención incluye un número de diferentes modos de funcionamiento que proporcionan diferentes características de la luz, como se describe en la Tabla 1.

Modo	Nominal		Pico de intensidad relativa aproximada				Comentarios
	CCT(°K)	CRI	Azul	Verde	Ámbar	Rojo	
"Cod blanco"	5.000	70+	0,72	0,70	0,75	1,00	Cumple la preferencia del usuario europeo para una luz blanca más fría.
"Blanco templado"	4.200	70+	1,00	0,80	0,75	1,00	Cumple la preferencia del usuario de EEUU para una luz blanca más cálida.
"Sin curación"	S/R	S/R	-0	0,30	0,60	1,00	Flujo ampliamente reducido por debajo de los 500 nm no curará los adhesivos dentales.

En este diseño, los ratios de los cuatro colores se controlan con una variación de modulación de anchura de impulsos de la corriente. Durante el montaje y pruebas de la lámpara 100, cada color se caracteriza de forma independiente para el pico de longitud de onda, la propagación espectral (máximo medio ancho completo), y una iluminancia (lux) en el plano de la imagen a una corriente máxima predeterminada. Usando un software de ensayo basado en predicciones teóricas y empíricas, estos valores se usan para generar una tabla de ciclos de trabajo para cada longitud de onda en cada una de las tres condiciones de funcionamiento; 4200K,

5000K y los modos de "Sin curación" en el arranque (temperatura de la placa igual a la temperatura ambiente). Estas tablas luego pueden almacenarse en un dispositivo de memoria electrónica (chip) que coincide con el número de serie de la lámpara. El controlador PWM luego comprueba la tabla de ciclo de trabajo en el chip de memoria y ajusta los ciclos de trabajo cuando primero se inicia la lámpara. En este momento, el algoritmo de software de prueba puede también producir y guardar tablas de ciclo de trabajo para la gama completa de temperaturas de la placa de operación, como se discute en más detalle a continuación.

En una realización particular de la invención, puede incluirse la compensación de temperatura o de la medición. Puesto que cada LED de color tiene una sensibilidad diferente para calentar, puede utilizarse un algoritmo de compensación para establecer los valores de corriente de activación para cada color como una función de la temperatura. El algoritmo de compensación puede adaptarse para asumir que los LEDs de un color determinado no presentan diferencias significativas en la sensibilidad a la temperatura: Como resultado, cada lámpara no tiene por qué ser caracterizada térmicamente sino más bien puede depender de las relaciones de temperatura determinadas empírica y teóricamente en el algoritmo. Un termistor en la placa de circuito LED también puede incluirse también para medir la temperatura de la placa real desde la que puede derivarse la temperatura del LED, sobre la base de valores empíricos determinados previamente, y la corriente a cada color LED pueda ajustarse consecuentemente con el software.

En otra forma de realización, una lámpara operatoria dental utilizada para iluminar un área de operación comprende una carcasa con una parte delantera dirigida hacia la zona de operación y una parte trasera lejos de la zona de operación y un módulo d reflector situado en la parte trasera de la carcasa. Se proporciona un suministro de energía eléctrica para suministrar energía eléctrica a los LED para la iluminación de los LEDs y la fuente de alimentación es operable de forma selectiva para proporcionar un ajuste de la intensidad de los LEDs. La fuente de alimentación eléctrica puede ser operable de manera selectiva para controlar el nivel de la potencia transmitida a cada LED independiente del nivel de la potencia transmitida a otros LEDs. La lámpara puede configurarse para tener una salida de color variable. Por ejemplo, el ajuste de la intensidad puede variar desde 0 hasta aproximadamente 2500 FC. El ajuste de la intensidad puede ser continuo en toda su gama de ajustes o, alternativamente, puede ser ajustable con ajustes discretos dentro de su gama de ajustes. La lámpara puede incluir además un microprocesador en comunicación con los LEDs para controlar el nivel de potencia transmitida a los LEDs y, por lo tanto, la intensidad de salida de la luz de la lámpara. En la técnica son bien conocidos los microprocesadores adecuados para su utilización con la presente invención e incluyen, pero no se limitan a, cualquier componente electrónico digital programable que incorpore las funciones de una unidad de procesamiento central (CPU) en un único circuito integrado semiconductor (IC).

En una realización alternativa de la invención, una lámpara operatoria dental que sirve para iluminar un área de operación comprende una carcasa con una parte delantera dirigida hacia el área operativa y una parte trasera alejada de la zona de operación. Pueden incluirse una pluralidad de diodos emisores de luz (LED). Un adaptador configurado para recibir al menos una fuente de luz de diodo no emisor de luz (no LED) se encuentra dentro de la carcasa. Al menos una fuente de luz no LED puede consistir en un grupo de luces que se pueden seleccionar de, por ejemplo, halógeno de cuarzo, halógeno de tungsteno, incandescente, xenón, fluorescente, fibra óptica, plasma de gas/láser, ultravioleta y luz azul. Al menos una fuente de luz no LED también puede incluir el grupo de luces seleccionadas de, por ejemplo, la luz de curado dental, la luz de detección de cáncer oral, la detección de caídas (cavidades y caries), la esterilización de detección de sangre y detección de caídas y luz de blanqueamiento dental.

Una realización particular de la invención incluye una lámpara operatoria dental que sirve para iluminar un área de operación con un alojamiento con un frente dirigido hacia la zona de operación y una parte trasera lejos de la zona de operación. Los LED 118 están posicionados con sus ejes longitudinales alineados hacia los puntos predeterminados en el elemento 116 reflectante para dirigir la luz de los LED 118 hacia la parte delantera de la lámpara en un patrón que enfoca la luz de la lámpara a un área central de la iluminación de alta intensidad 204, con intensidad significativamente reducida de iluminación 202 fuera de la zona central, como se muestra en la Figura 4. Los patrones representativos concretos de luz enfocada que emanan de las lámparas operatorias dentales de la presente invención incluyen, por ejemplo, un patrón de luz enfocado que pueden ser de forma elíptica y puede ser de aproximadamente 3 pulgadas por 6 pulgadas (7,62 cm por unos 15,24 cm) de tamaño. En una realización concreta, la iluminación de intensidad reducida 202 fuera de la zona central de la iluminación de alta intensidad 204 disminuye en intensidad por un 50% de una intensidad máxima con respecto a la zona central de iluminación de alta intensidad. El área central de la iluminación de alta intensidad 204 puede tener un tamaño del patrón de al menos 50 mm por 25 mm. La iluminación de intensidad reducida 202 fuera de la zona central se puede configurar para disminuir en intensidad progresiva y suavemente en relación con la zona central de iluminación de alta intensidad. El patrón puede configurarse para tener un brillo superior a aproximadamente 20.000 Lux a una altura de enfoque de 700 mm a partir de un objetivo. La iluminación en la zona central de iluminación de alta intensidad 204 a una distancia de 60 mm se pueden configurar para ser menor que aproximadamente 1.200 Lux. La iluminación en el nivel máximo de la luz de operación dental en la región espectral de 180 nm a 400 nm puede configurarse para no exceder de 0,008 W/m².

Sin embargo, se muestra otra realización de la invención en la Figura 5, en el que una lámpara operatoria dental que sirve para iluminar un área de operación incluye un conjunto de lámpara 208 que tiene una parte frontal 210 dirigida hacia la zona de operación y una parte trasera 212 lejos de la zona de operación. Un módulo de reflector 220 puede estar situado dentro del conjunto de lámpara 208, y más específicamente, puede estar situado en la parte trasera 212 del conjunto de lámpara 208. Una pluralidad de diodos emisores de luz (LEDs), opcionalmente, pueden estar situados en un módulo de reflector 222. Opcionalmente, una varilla mezcladora ligera (no mostrada) puede incluirse como parte del módulo de reflector 222 para producir luz homogénea de las múltiples LEDs de diferentes colores. El conjunto de lámpara 208 puede incluir una superficie reflectante interior curvada o una superficie reflectante interior con caras 220. Los LEDs pueden dirigirse hacia la superficie reflectante interior curvada o de caras 220 para dirigir la luz de los LEDs hacia la parte frontal 210 de la lámpara en un patrón que enfoca la luz desde la lámpara a un área central de la iluminación de alta intensidad, con una iluminación de intensidad reducida significativamente fuera de la zona central. La iluminación de intensidad reducida fuera de la zona central se puede configurar para disminuir en intensidad por un 50% de una intensidad relativa máxima a la zona central de la iluminación de alta intensidad. La iluminación de intensidad reducida fuera de la zona central puede configurarse para disminuir en intensidad progresivamente y sin problemas en relación con la zona central de iluminación de alta intensidad. El patrón de luz puede tener un brillo superior a aproximadamente 20.000 Lux a una altura de enfoque de 700 mm a partir de un objetivo. La iluminación en la zona central de iluminación de alta intensidad a una distancia de 60 mm puede ser menos de aproximadamente 1.200 lux. La iluminación en el nivel máximo de la luz de operación dental en la región espectral de 180 nm a 400 nm puede estar configurada para no exceder de 0,008 W/m².

La lámpara 100 de la presente invención permite al usuario configurar varios valores de cromaticidad, tales como la luz del sol D65 equivalente o iluminación fluorescente simulada para mejorar la coincidencia de tonos dentales. También permite la adición de retroalimentación térmica, color o intensidad para mantener

mejor las características de luz durante la vida útil del producto, y permite el ajuste de la intensidad de luz independiente de la configuración de color. La lámpara 100 también está adaptada para proporcionar diferentes configuraciones y formas de guías de luz de mezcla de colores. En concreto, la lámpara 100 proporciona un modo seleccionable por el usuario con una reducción de la radiación en el UV cercano y longitudes de onda azules para permitir la iluminación adecuada, mientras no se inicie la curación de adhesivos y compuestos dentales curables con UV. El diseño de la lámpara puede proporcionar una vida más larga a través del uso de LEDs en lugar de bombillas incandescentes y, además, pueden conseguirse además mediante el uso de tubos de calor, una carcasa trasera con película y un ventilador de refrigeración que mantienen baja la temperatura del LED, incluso a altas corrientes.

5

10

Aunque la descripción anterior contiene muchos detalles específicos, estos no son para que se interpreten como limitantes del alcance de la presente invención, sino meramente para proporcionar ciertas realizaciones representativas.

15

El alcance de la invención está, por lo tanto, indicado y limitado únicamente por las reivindicaciones adjuntas y sus equivalentes legales, en lugar de por la descripción anterior. Todas las adiciones, supresiones y modificaciones a la invención, como se describe en este documento, que recaigan dentro del significado y alcance de las reivindicaciones, se incluyen en la presente invención.

20

En un ejemplo no reivindicado, una lámpara operatoria dental utilizada para iluminar un área operativa puede incluir: una carcasa térmicamente conductora con una parte delantera dirigido hacia la zona de operación y una parte trasera lejos de la zona de operación, un reflector generalmente elíptico situado en la parte trasera del carcasa térmicamente conductora, al menos un tubo de calor, una pluralidad de LEDs de colores que se proyectan luz hacia el reflector elíptico, la pluralidad de LEDs en contacto térmico con al menos un tubo de calor y una guía de luz óptica para combinar la luz de dichos LEDs.

La pluralidad de los LEDs de color puede comprender LEDs que emitan al menos tres colores.

25

La pluralidad de LEDs de color puede comprender LEDs que emitan longitudes de onda de luz rojo, azul, verde y ámbar.

La guía de luz óptica puede producir al menos tres modos de funcionamiento con diferentes características de la luz.

Al menos los tres modos de funcionamiento pueden incluir un modo de blanco frío, un modo de blanco fresco, y un modo de no curación.

30

La carcasa térmicamente conductora puede comprender canales de refrigeración de aire formados entre el reflector y la parte trasera de la carcasa térmicamente conductora.

Los canales de aire de refrigeración pueden estar formados por aletas.

35

El reflector generalmente elíptico puede estar conformado para dirigir la luz de los LEDs hacia la parte frontal de la lámpara en un patrón que enfoque la luz de la lámpara a un área central de la iluminación de alta intensidad, con una iluminación de intensidad significativamente reducida fuera de la zona central.

La guía de luz óptica puede dirigir la luz de los LEDs hacia la parte frontal de la lámpara en un patrón que enfoca la luz de la lámpara a un área central de la iluminación de alta intensidad, con una iluminación de intensidad significativamente reducida fuera de la zona central.

ES 2 539 472 T3

La lámpara operatoria dental puede comprender además una fuente de alimentación eléctrica para suministrar energía eléctrica a los LED para la iluminación de los LEDs, con la fuente de alimentación selectivamente operable para proporcionar un ajuste de la intensidad de los LEDs.

5 La lámpara operatoria dental puede comprender además un adaptador configurado para recibir al menos un diodo emisor de luz sin fuente de luz (no LED) dentro de la carcasa.

La lámpara operatoria dental puede comprender además un ventilador situado en la parte trasera de la de la carcasa térmicamente conductora.

La guía de luz óptica puede comprender características periódicas en una superficie exterior de ahí.

10 La lámpara operatoria dental puede producir luz blanca con temperaturas de color coordinadas de entre 4200°K y 5000°K y el mantenimiento de un índice de reproducción cromática de más de 75.

REIVINDICACIONES

1. Una lámpara operatoria dental (100) utilizada para iluminar un área de operación que comprende:
- 5 Una pluralidad de LEDs en color (118); y
- Una guía de luz óptica (136) para combinar la luz de dichos LEDs;
- Caracterizada por el hecho de que la lámpara proporciona al menos dos espectros de luz seleccionables por el usuario, uno de dichos espectros generados por la pluralidad de LEDs en color y proporcionar luz blanca con temperatura de color en el rango de 4000° K-6000° K y un espectro
- 10 generado por uno o más de la pluralidad de LEDs en color y que hayan reducido salida en el rango de longitud de onda de 400-500 nm.
2. La lámpara operatoria dental de la reivindicación 1, en donde los espectros de luz seleccionables por el usuario comprende relaciones variables de al menos tres colores que emanan de los LEDs de color.
3. La lámpara operatoria dental de la reivindicación 1, en donde el espectro de luz seleccionable por el
- 15 usuario comprende diversas proporciones de luz roja, azul, verde y ámbar que emana de los LEDs de color.
4. La lámpara operatoria dental de la reivindicación 1 que comprende además:
- Una carcasa (114, 208) con una parte delantera (102, 210) dirigida hacia la zona de operación y una parte trasera (106, 212) lejos de la zona de funcionamiento; y
- 20 Un módulo de reflector (116, 220) situado en la parte trasera de la carcasa;
- En donde la pluralidad de la luz del color LED (diodo emisor) están en el módulo reflector; y
- La guía de luz óptica está configurada para dirigir la luz de los LEDs de color hacia la parte frontal de la lámpara en un patrón que enfoca la luz blanca de la lámpara a un área central de la iluminación de alta intensidad, con una iluminación de intensidad significativamente reducida fuera de la zona central.
- 25 5. La lámpara operatoria dental de la reivindicación 4, en donde la guía de luz óptica produce al menos tres modos de funcionamiento con diferentes características de la luz.

1/4

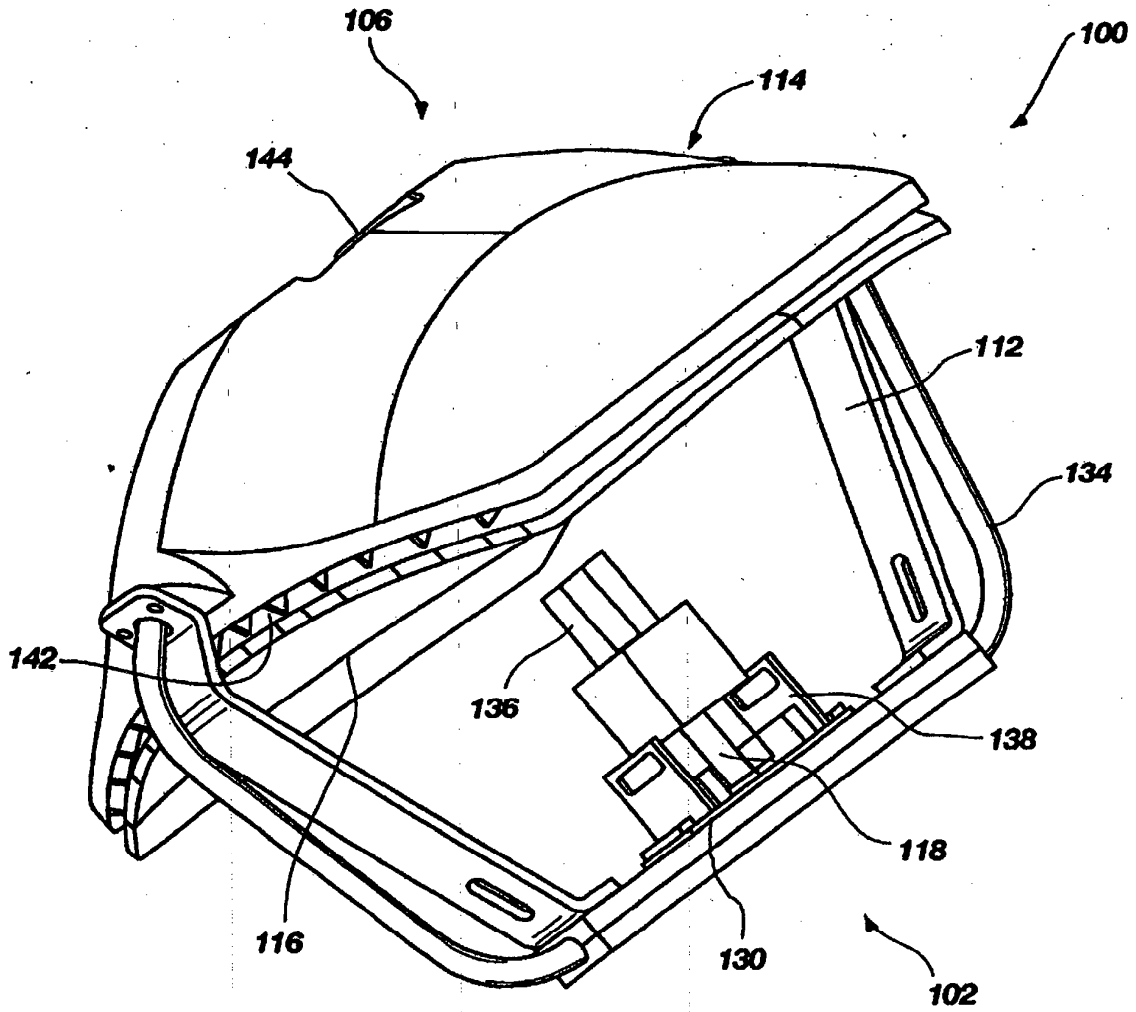


FIG. 1

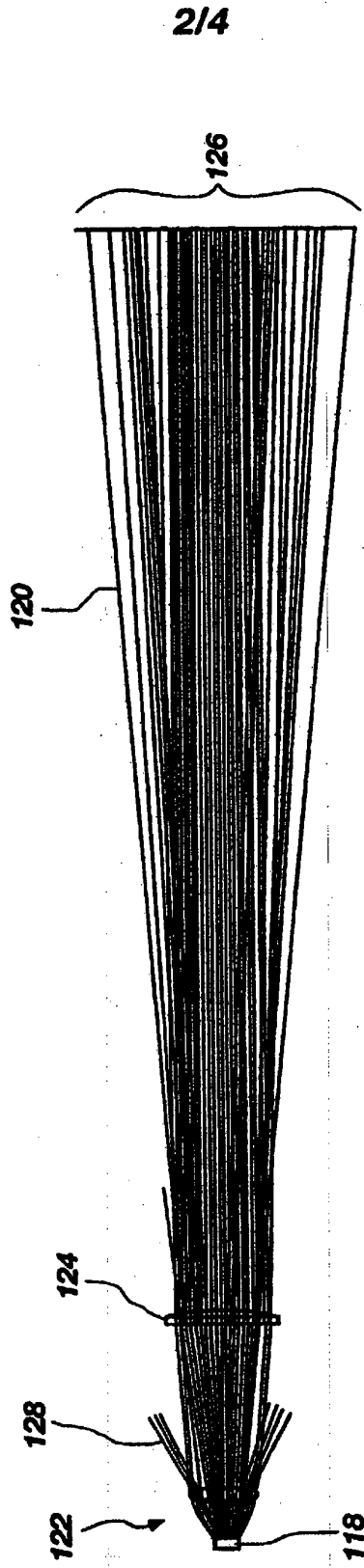


FIG. 2

3/4

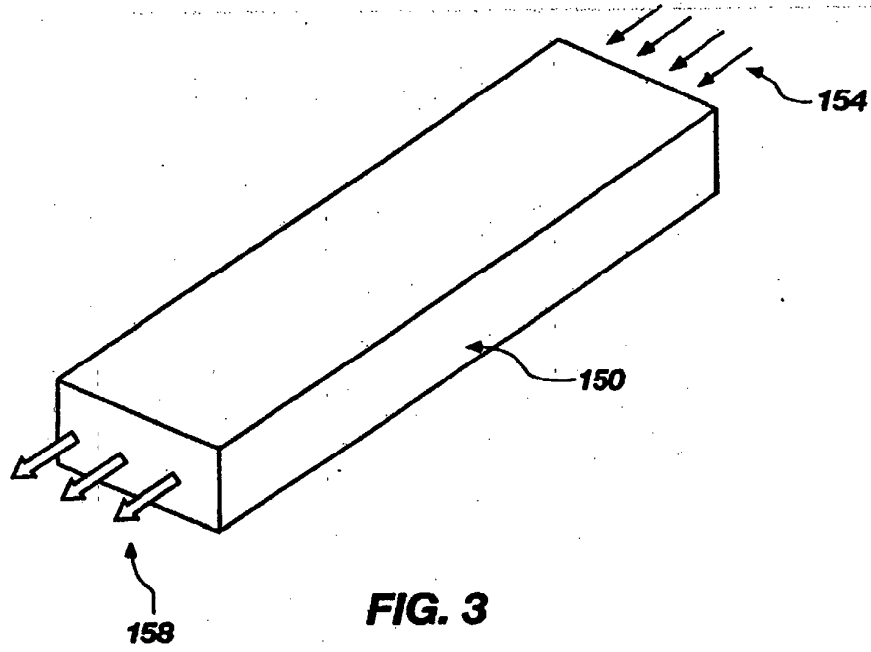


FIG. 3

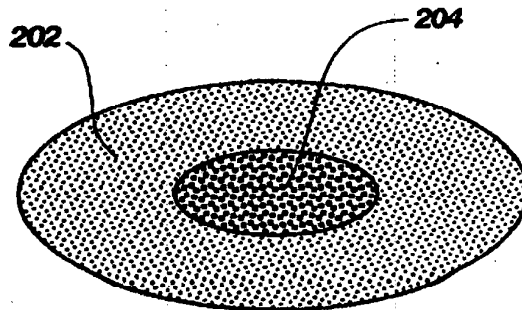


FIG. 4

4/4

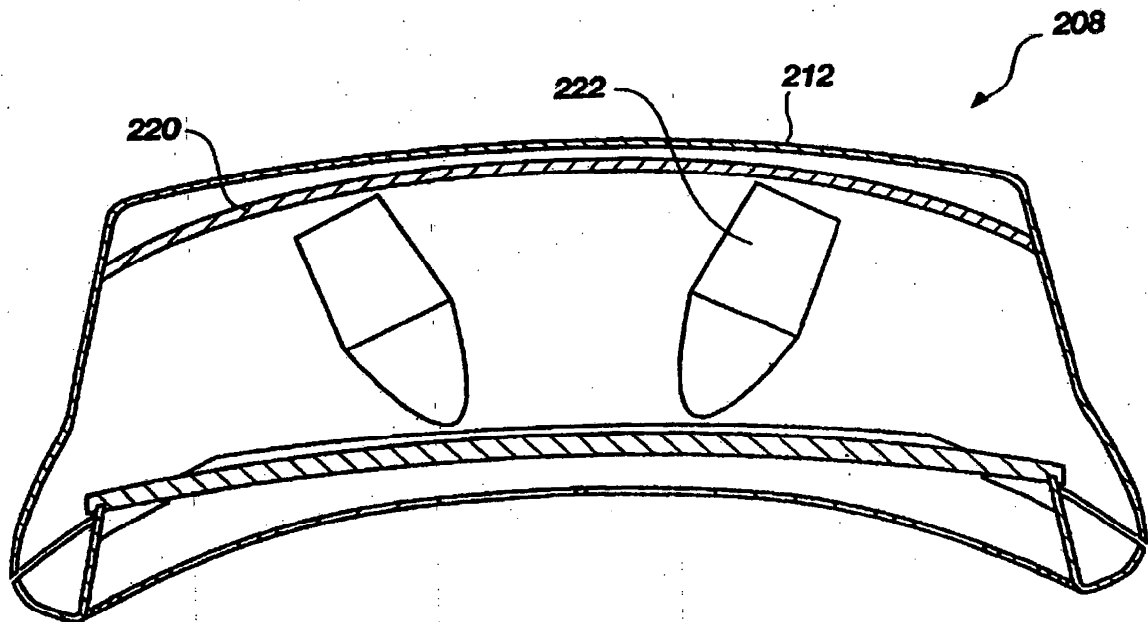


FIG. 5