



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 323 184**

51 Int. Cl.:  
**A61B 3/00** (2006.01)  
**A61F 9/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05819561 .1**  
96 Fecha de presentación : **26.10.2005**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1811889**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **01.08.2007**

54 Título: **Filtro de seguridad retiniana de compensación de color.**

30 Prioridad: **29.10.2004 US 623756 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**08.07.2009**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**08.07.2009**

73 Titular/es: **ALCON Inc.**  
**Bösch 69 – P.O. Box 62**  
**CH-6331 Hunenberg, CH**

72 Inventor/es: **Artsyukhovich, Alexander N. y**  
**Rowe, T. Scott**

74 Agente: **Curell Suñol, Marcelino**

ES 2 323 184 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**

Filtro de seguridad retiniana de compensación de color.

**5 Campo técnico de la invención**

La presente invención se refiere en general al campo de los filtros de seguridad óptica para bloquear la radiación electromagnética que comprende longitudes de onda peligrosas para el ojo humano. En particular, la presente invención se refiere a los filtros de seguridad óptica que bloquean la radiación de longitud de onda peligrosa, mientras transmiten otras longitudes de onda visibles. Todavía más particularmente, la presente invención se refiere a un filtro de seguridad retiniana con compensación de color para bloquear la radiación de longitud de onda peligrosa dirigida hacia la retina y transmitir al mismo tiempo luz cercana al blanco con compensación de color hasta un sitio quirúrgico.

**Antecedentes de la invención**

En una serie de intervenciones de cirugía oftálmica realizadas en la retina de los pacientes, es necesario iluminar la retina con un punto luminoso. Entre dichas intervenciones cabe citar, por ejemplo, la vitrectomía, la cirugía de orificio macular, la cirugía de desprendimiento de retina y la cirugía de retinopatía diabética. En un tipo de intervención de cirugía oftálmica, denominada habitualmente “fotocoagulación de la retina”, se dirige un punto de luz láser hacia una parte seleccionada de la retina del paciente para depositar la energía y provocar la coagulación del tejido local. Dicha intervención de fotocoagulación puede emplearse, por ejemplo, para sellar vasos sanguíneos con fugas, destruir vasos sanguíneos anormales o sellar desgarros retinianos. En dichas intervenciones, el cirujano que realiza la intervención debe ser capaz no tan solo de ver correctamente el sitio quirúrgico y sus alrededores durante la intervención, sino también de hacerlo de manera segura sin temor a dañar su propia retina con el punto de luz de iluminación reflejada.

En las intervenciones oftálmicas de este tipo y de otros, el cirujano suele emplear una fuente de luz, tal como una fuente de iluminación de xenón de alto brillo, para iluminar el sitio quirúrgico y permitir la observación del área en cuestión con claridad. No obstante, dichas fuentes de luz proyectan luz que comprende varias longitudes de onda, incluidas las longitudes de onda del violeta y el ultravioleta de comprobados efectos perjudiciales para las retinas humanas. En dichos casos, no solo deben protegerse de la radiación de longitud de onda perjudicial los ojos del paciente, sino también los ojos del cirujano.

Para reducir al mínimo el riesgo para los ojos del cirujano, los filtros de seguridad óptica se utilizan ampliamente en muchos tipos de sistemas ópticos de visión directa para proteger los ojos del usuario contra el daño por radiación de luz reflejada, tal como la luz láser y otros tipos de radiación de luz de iluminación, así como para proteger al paciente de la radiación de luz de iluminación directa perjudicial. Un tipo de sistema en el que se utilizan dichos filtros es un sistema de cirugía láser, tal como el que se utiliza para realizar las intervenciones descritas anteriormente, que puede transmitir radiación de una fuente de luz láser y de iluminación hacia el sitio quirúrgico de un paciente al que se va a someter a una ablación tisular, una incisión arterial, etc., mientras permite que el cirujano que efectúa la intervención pueda ver el sitio quirúrgico.

La norma ISO nº 15752 describe los riesgos para la retina asociados a la absorción de ciertas longitudes de onda del ultravioleta (“UV”) y cercanas al UV, en particular las longitudes de onda por debajo de los 420 nm. Una precaución de seguridad aceptada consiste en filtrar las fuentes de iluminación oftálmica e impedir la transmisión de dicha radiación de longitud de onda del UV y cercana al UV, disminuyendo de ese modo el riesgo de dañar las retinas del cirujano o del paciente. No obstante, el filtrado de la radiación UV de una fuente de iluminación da por resultado una luz filtrada con un tinte que no es cromáticamente neutro, sino más bien de un color amarillo intenso, por ejemplo. La iluminación de color amarillo intenso (u otro color) en un sitio quirúrgico puede distorsionar la percepción de los colores del cirujano. Cuando se utiliza una luz de iluminación filtrada, la filtración de UV que provoca la transmisión de luz de un color intenso dificulta la evaluación correcta por parte del cirujano de las condiciones del sitio quirúrgico. Como consecuencia de esto, la comodidad y la eficacia del cirujano y, en última instancia, la calidad del resultado de la intervención pueden verse comprometidas.

Por consiguiente, se plantea la necesidad de disponer de un filtro de seguridad retiniana con compensación de color para utilizar en los dispositivos de iluminación quirúrgica, de tal forma que se pueda reducir o eliminar la coloración y otros problemas asociados a los filtros de seguridad óptica de técnica anterior.

**Breve resumen de la invención**

Las formas de realización del filtro de seguridad retiniana con compensación de color de la presente invención satisfacen sustancialmente dicha necesidad y otras.

La presente invención se refiere a un filtro de seguridad retiniana tal como el definido en las reivindicaciones adjuntas.

El material ópticamente eficaz puede ser un vidrio de grado óptico, un plástico o polímero de grado óptico, una capa dieléctrica de película fina o un vidrio o plástico de grado óptico recubierto por una capa dieléctrica. En algunas

formas de realización, el material ópticamente eficaz puede comprender una lente intraocular. El filtro óptico puede montarse corriente abajo de la abertura de salida de la fuente de iluminación que genera el haz de luz incidente y en una posición anterior a la zona que se desea iluminar mediante el haz de luz filtrada. Como alternativa, el filtro óptico puede montarse funcionalmente sobre el conjunto de elementos ópticos de observación de un microscópico quirúrgico.

5 En este caso, el haz de luz incidente que se va a filtrar comprende una parte reflejada del haz de luz generado por una fuente de iluminación y utilizado para iluminar un sitio (por ejemplo, un sitio quirúrgico).

Las formas de realización de la presente invención pueden implementarse como un filtro para la luz reflejada desde el sitio quirúrgico o como un filtro montado corriente abajo de la abertura de salida de la fuente de iluminación, pero anterior al sitio que se va a iluminar, para extraer la radiación de longitudes de onda perjudiciales de la luz de iluminación antes de que se transmita al sitio deseado. Además, las formas de realización de la presente invención pueden incorporarse a una máquina o sistema quirúrgico para cirugía oftálmica u otro tipo de cirugía. Las formas de realización de la presente invención también pueden implementarse en una lente intraocular para filtrar y proveer protección contra la radiación de ciertas longitudes de onda, tal como la luz ultravioleta. Así pues, las lentes intraoculares pueden ser lentes de compensación de color para filtrar la radiación ultravioleta y al mismo tiempo transmitir luz de un color cercano al neutro al portador de dichas lentes, para que de este modo dicha persona pueda percibir una combinación de colores más natural. Las personas que están familiarizadas con la técnica sabrán inferir fácilmente otros usos para los filtros de seguridad retiniana con compensación de color de conformidad con la información aportada en la presente invención.

20 En el documento WO-A-01/38246, se da a conocer un filtro de seguridad retiniana según el preámbulo de la reivindicación 1.

### Breve descripción de las diversas vistas de los dibujos

25 La siguiente descripción, consultada conjuntamente con los dibujos adjuntos, permitirá adquirir una comprensión más profunda de la presente invención y las ventajas de la misma. En dicha descripción, se utilizan números de referencia similares para designar elementos similares.

30 la figura 1 es un gráfico que representa las especificaciones de diseño de un “espejo caliente” con propiedades de color aceptables;

la figura 2 es un ejemplo del diagrama cromático de la CIE;

35 la figura 3 es un gráfico de las propiedades de transmisión de una forma de realización de un filtro de seguridad retiniana con compensación de color según la presente invención;

la figura 4 es un gráfico de las especificaciones de transmisión de las formas de realización de la presente invención;

40 las figuras 5 y 6 son unos diagramas de las propiedades de color de las formas de realización de la presente invención representadas en la figura 4;

la figura 7 es un gráfico de todas las propiedades de transmisión de otra forma de realización de la presente invención;

45 la figura 8 es un diagrama de bloques simplificado que ilustra una implementación de un filtro de seguridad retiniana con compensación de color según la presente invención.

### Descripción detallada de la invención

50 Las formas de realización preferidas de la presente invención están ilustradas en las figuras, en las que se utilizan números similares para hacer referencia a partes similares y correspondientes de los diversos dibujos.

55 Las diversas formas de realización de la presente invención proporcionan la compensación de color de un filtro de seguridad retiniana con el objetivo de obtener un sistema de iluminación más natural en un sitio quirúrgico. Típicamente, cuando se filtra la radiación en el extremo cercano al ultravioleta del espectro electromagnético (u otras longitudes de onda), la luz que pasa a través de dicho filtro de bloqueo presenta un tinte de color vivo (no blanco). De conformidad con lo expuesto en la presente invención, la eliminación (filtrado) de la luz de longitudes de onda complementarias a las longitudes de onda cercanas al UV puede equilibrar las características de color de la luz filtrada, de tal forma que la luz filtrada (transmitida) se perciba como luz blanca o casi blanca. Por lo tanto, cuando se observa un objeto o un sitio quirúrgico iluminado a través de dicho filtro de seguridad retiniana UV con compensación de color, se dispone de protección contra la radiación UV perjudicial y, asimismo, de un sistema de iluminación de color cercano al neutro que facilita una percepción del color más “natural”. Preferentemente, un filtro de seguridad retiniana con compensación de color según la presente invención puede montarse directamente sobre la abertura de salida de la fuente de iluminación para eliminar la radiación UV perjudicial. Como alternativa, dicho filtro puede montarse en el sistema óptico de observación de un microscopio quirúrgico para filtrar la luz reflejada desde el sitio quirúrgico.

## ES 2 323 184 T3

Aunque en la norma ISO n° 15752 se estipulan las longitudes de onda cercanas al extremo UV del espectro electromagnético que deben filtrarse para reducir el riesgo de daño retiniano, las formas de realización de la presente invención aprovechan las opciones disponibles en el borde rojo del espectro electromagnético para realizar la compensación de color de la luz filtrada de conformidad con la norma 15752. Por ejemplo, si se desplazan las longitudes de onda transmitidas admisibles del extremo rojo del espectro hasta un valor inferior a 640 nm, más o menos, (es decir, si se bloquean las longitudes de onda por encima de 640 nm, más o menos), es posible compensar la eliminación de las longitudes de onda del violeta/cercanas al UV y parte de las longitudes de onda del azul del otro extremo del espectro de iluminación. De esta forma, es posible hacer que la luz resultante que abandona el filtro de seguridad retiniana con compensación de color según la presente invención presente un color blanco o casi blanco. Así pues, la percepción del color del cirujano puede mantenerse próxima a la de un sistema de iluminación natural y, a la vez, puede preservarse la seguridad de las retinas del paciente y del cirujano.

Las formas de realización del filtro de seguridad retiniana con compensación de color según la presente invención pueden proveer compensación de color para el amplio rango de luz azul y violeta eliminada del espectro de iluminación de luz blanca. Se monta preferentemente un filtro de seguridad retiniana con compensación de color delante de la fuente de iluminación, para que de esta forma el sitio quirúrgico sólo reciba luz con compensación de color. Por lo tanto, la seguridad retiniana puede preservarse sin distorsionar la percepción del color por parte del cirujano, aumentando de ese modo las probabilidades de éxito de la intervención. Las formas de realización de la presente invención aprovechan los principios complementarios de la luz visible para compensar las longitudes de onda filtradas (en este caso, la luz violeta/cercana al UV), filtrando también las longitudes de onda complementarias a las longitudes de onda del violeta para obtener una luz de color casi neutro desde el filtro. La eliminación de las longitudes de onda complementarias desplaza las coordenadas de color de la iluminación filtrada nuevamente hacia la luz blanca.

Es deseable que los filtros tipo “espejo caliente” y “espejo frío” utilizados en los instrumentos oftálmicos presenten propiedades de color que den por resultado la transmisión de una luz de color tan próximo al neutro como sea posible. Cuando la luz transmitida es casi de color neutro (cercano al blanco o al gris), dichos filtros pueden utilizarse para iluminar un sitio quirúrgico y mantener una percepción del color parecida a la que se tendría en condiciones de iluminación natural (luz solar) o de iluminación con el tipo de luces artificiales “habituales”. En general, esto significa que es deseable que el filtro presente una alta luminosidad (transmisión de luz visible), para obtener una iluminación más brillante a partir del filtro. Asimismo, el filtro de seguridad retiniana deberá presentar una pureza de excitación o tinte de color bajo, de tal forma que la iluminación de salida del filtro sea blanca o de un color cercano al blanco, en lugar de amarillo, rosa u otro color. Cuanto más baja sea la pureza de excitación, más cerca estará la luz de salida del filtro del gris o de un color neutro.

Los espejos calientes y los espejos fríos están diseñados para el control de la radiación infrarroja (“IR”), es decir, el calor. Los espejos calientes están diseñados para reflejar la radiación infrarroja y para transmitir la radiación visible (fría, no calórica). Por otro lado, los espejos fríos reflejan la radiación visible y transmiten la radiación infrarroja. Algunos diseños ópticos de instrumentos oftálmicos combinan filtros “calientes” y “fríos” para mejorar el filtrado de IR. Por ejemplo, en dichos instrumentos, primeramente un espejo frío situado en la trayectoria óptica transmite la radiación IR de la luz recibida (que comprende, aproximadamente, un 80% de radiación infrarroja) y la dirige hacia un disipador/trampa térmica donde es absorbida. El espejo frío también refleja la luz visible, y una parte sobrante de la radiación infrarroja, que incide sobre un espejo caliente. A continuación, un espejo caliente refleja (filtra) la radiación IR sobrante (aproximadamente el 90% de la radiación IR sobrante) y transmite la luz visible resultante. De esta forma, la radiación IR se filtra dos veces. El espejo frío de la primera etapa dirige sólo de aproximadamente 20% de la radiación IR a lo largo de la trayectoria óptica deseada, mientras que, a continuación, el espejo caliente refleja una cantidad superior a aproximadamente 90% del 20% restante. Por consiguiente, únicamente aproximadamente 2% de la radiación IR de entrada pasa a lo largo de la trayectoria óptica del instrumento, que puede ser un iluminador de alto brillo como los utilizados en cirugía oftálmica, por ejemplo. Además, la norma ISO n° 15752 para la seguridad recomienda filtrar la luz que va a incidir en la retina, de tal manera que el porcentaje de transmisión de luz es mínimo (por ejemplo, inferior al 1% para longitudes de onda inferiores a 420 nm e inferior al 50% para longitudes de onda inferiores a 450 nm). A este requisito se le denomina “requisito de bloqueo de longitudes de onda corta”.

Las formas de realización del filtro de seguridad retiniana con compensación de color de la presente invención concilian los requisitos contrapuestos de alta luminosidad/baja pureza de excitación, capacidad de bloqueo de infrarrojos y capacidad de bloqueo de longitudes de onda corta necesarios para obtener un entorno de iluminación segura para la retina y de color neutro en un sitio quirúrgico. En la figura 1, se representan las especificaciones para el diseño de un espejo caliente con propiedades de color aceptables. El porcentaje de transmisión se representa como una función de la longitud de onda, poniéndose de manifiesto y se puede apreciar en la figura 1 que el diseño de este espejo caliente no satisface las especificaciones de filtrado del requisito de bloqueo de longitudes de onda corta. En cambio, el diseño del filtro de la figura 1 sí provee una pureza de excitación relativamente baja (con un promedio de aproximadamente 2,2%) y una luminosidad de alto promedio (93,8%).

La luz transmitida por el filtro presentado en la figura 1 es una luz cercana al color neutro y puede facilitar un entorno de color deseable en un sitio quirúrgico. No obstante, para satisfacer el requisito de bloqueo de longitudes de onda corta es necesario diseñar un filtro con unas propiedades que den por resultado un sistema de iluminación de luz no blanca en el sitio iluminado. Por ejemplo, cuando se modifica el diseño del filtro de la figura 1 para satisfacer el requisito de bloqueo de longitudes de onda corta, se obtiene un filtro que presenta, por ejemplo, una luminosidad del 97,4%, una longitud de onda dominante de 570 nm y una pureza de excitación del 42,9%, suponiendo que se cumplan

las condiciones de iluminación blanca uniforme y del valor de blanco de referencia de la Comisión Internacional de Iluminación CIE-E (“International Commission on Illumination”). Por lo tanto, aunque la luminosidad para el filtro modificado es muy alta, hecho que resulta positivo, la alta pureza de excitación significa que la luz transmitida por el filtro no es ni mucho menos de aspecto “blanquecino”. El color verdadero de la luz transmitida es determinado por la longitud de onda dominante, que en este caso es el amarillo. La iluminación amarilla en el sitio quirúrgico distorsiona el entorno quirúrgico del cirujano y provoca, cuando menos, incomodidades adicionales y mayores dificultades para el cirujano durante una intervención quirúrgica y, en el peor de los casos, errores quirúrgicos y un mal resultado para el paciente.

El diagrama cromático de la Comisión Internacional de Iluminación (“CIE”) se obtuvo a partir de una serie de pruebas destinadas a determinar cómo perciben los colores los observadores humanos, el resultado de las cuales fueron los conceptos de “luz de observador patrón” y “diagrama de percepción cromática”. Las personas poseen tres tipos de receptores de color, cuya sensibilidad se centra en tres colores: el azul, el verde y el rojo. Cada uno de los colores que ven las personas puede describirse con referencia a la respuesta a estos tres tipos de receptores. Las respuestas se denominan “funciones de igualación del color” y se designan mediante los símbolos X, Y y Z. El diagrama de la CIE representa las dependencias espectrales medidas de estas respuestas humanas.

La figura 2 es un ejemplo del diagrama cromático de la CIE. Debido a que la suma de las funciones de igualación de color X, Y y Z solo contiene información acerca de la intensidad total de la luz correspondiente, y carece de información acerca de su color, es posible describir el color utilizando solo dos “coordenadas de cromaticidad”. Por ejemplo,  $x = X/(X+Y+Z)$  e  $y = Y/(X+Y+Z)$ . Si se calculan las tres funciones de igualación CIE, se representan los valores medidos con el diagrama CIE y se proyectan en un sistema de coordenadas x, y, es posible determinar el área que delimita el rango completo de colores que el “observador patrón” puede ver.

Como se representa en la figura 2, el perímetro del diagrama CIE es delimitado por los denominados “colores puros”, que son colores que las personas perciben a partir de la luz monocromática (de una única longitud de onda) que reciben sus receptores de color. No obstante, la línea inferior del diagrama CIE que cierra el trazado en forma de herradura no representa un color puro y se denomina “línea de los púrpuras”. Los colores púrpura de esta línea se crean combinando dos longitudes de onda. En el diagrama CIE, la luz blanca presenta las coordenadas de cromaticidad  $x = 0,33$  e  $y = 0,33$ , como puede observarse en la figura 2. Cuanto más cerca estén las coordenadas de cromaticidad de la luz (por ejemplo, la luz que se obtiene a partir del filtro de seguridad retiniana) de las coordenadas (0,33, 0,33), más blanca será la luz. El tinte de color de la luz transmitida puede determinarse con el diagrama CIE, conectando el punto que representa la luz blanca (0,33, 0,33) con las coordenadas de color de la luz transmitida (por ejemplo, (0,32, 0,35)), y prolongando la línea que conecta los dos puntos hasta el perímetro de la herradura monocromática. El punto en el que la línea cruza el perímetro indica la longitud de onda del color (tinte) dominante de transmisión. El cociente entre las distancias desde el punto blanco (0,33, 0,33) hasta el punto de color (por ejemplo, (0,32, 0,35)) a lo largo de esta línea y la longitud total de la línea que empieza en el punto blanco y termina en el punto del color “puro” dominante se denomina “pureza de excitación” y proporciona una medida de la coloración de la luz. La pureza de excitación es igual a 0 para la luz blanca e igual a 1 para la luz de color “puro”. Si se prolonga la misma línea hasta el lado opuesto de las coordenadas de cromaticidad de la luz blanca (0,33, 0,33), el tinte del color “suplementario” o “complementario” reflejado es indicado por el punto en el cual la línea cruza el perímetro del gráfico.

Aunque con los requisitos de bloqueo de UV de la norma ISO nº 15752 los filtros de técnica anterior transmiten luz con propiedades de color no deseadas, relajando el requisito de bloqueo de longitudes de onda corta y realizando la compensación de color de conformidad con la presente invención, puede obtenerse un filtro dotado de una buena corrección de color, una alta luminosidad y un bloqueo de radiación cercana al UV suficiente para permitir una mayor protección de la retina. En la figura 3, se representan las propiedades de transmisión de una forma de realización de un filtro de seguridad retiniana con compensación de color según la presente invención, en el que el requisito de mantener la transmisión por debajo del 1% para longitudes de onda inferiores a los 420 nm está vigente, mientras se relaja el requisito de mantener la transmisión por debajo del 50% para longitudes de onda inferiores a los 450 nm. Un filtro de estas características saca partido de la presencia de un borde de corte muy profundo en la zona de las longitudes de onda corta del espectro para realizar una transmisión tan alta como es posible, justo hasta la zona de longitudes de onda larga del requisito de transmisión <1% <420 nm (por ejemplo, con una diferencia de transmisión del 90% o superior desde justo por debajo de la longitud de onda de 420 nm hasta justo por encima de 420 nm).

Las propiedades de color de la forma de realización del filtro de seguridad retiniana con compensación de color de la presente invención representada en la figura 3 son las siguientes: luminosidad = 95,8%; longitud de onda dominante = 556 nm y pureza de excitación = 9,3%. Esta forma de realización del filtro de la presente invención presenta una pureza de excitación relativamente baja y transmite una luz ligeramente verde. No obstante, aunque la iluminación ligeramente verde de un sitio quirúrgico representa una mejora con respecto a la técnica anterior, no es el sistema de iluminación blanca o casi blanca (color neutro) deseado para un sitio quirúrgico. Para satisfacer los requisitos de bloqueo de longitudes de onda corta, es necesario alcanzar una solución de compromiso entre la luminosidad y la pureza de excitación. Si se relaja el requisito de bloqueo de longitudes de onda corta para permitir que la transmisión sea arbitrariamente alta por encima de los 420 nm pero inferior al 1% por encima de los 420 nm, puede obtenerse una pureza de excitación inferior al 10% junto con una alta luminosidad (aproximadamente del 95%). La forma de realización de la figura 3 es una forma de realización viable, pero no una forma de realización preferida de la presente invención.

## ES 2 323 184 T3

La figura 4 representa las propiedades de transmisión de otra forma de realización de la presente invención, denominada “forma de realización B”, que aprovecha la capacidad de fabricación de filtros con bordes profundos para bloquear la luz de longitudes de ondas no deseadas. La figura 4 compara la especificación de transmisión de la forma de realización B con la de la forma de realización de la figura 3. La forma de realización B presenta un borde de transmisión profundo en la zona de longitudes de onda corta del espectro, cuya profundidad es sustancialmente mayor que la del correspondiente borde de la forma de realización de la figura 3 (forma de realización A). El borde de longitudes de onda largas también es algo más profundo. Las propiedades de color resultantes de las dos formas de realización se resumen en la tabla 1.

TABLA 1

	Luminosidad (%)	Longitud de onda dominante (nm)	Pureza de excitación (%)
Forma de realización A	95,9	556	9,3
Forma de realización B	95,2	524	3,8

Como puede observarse en la Tabla 1, la forma de realización B presenta una luminosidad del 95,2%, una longitud de onda dominante de 524 nm y una pureza de excitación del 3,8%, que es sustancialmente inferior a la pureza de excitación de la forma de realización A. Por lo tanto, la forma de realización B mantiene una luminosidad muy alta (por encima del 95%), mientras que alcanza una pureza de excitación muy baja, con lo cual se obtiene un sistema de iluminación mucho más cercano a un sistema de color neutro para el sitio quirúrgico. Las figuras 5 y 6 ilustran las propiedades de color de las formas de realización A y B, respectivamente, incluidas las propiedades de reflexión y transmisión, con referencia al diagrama cromático de la CIE.

Las formas de realización de la presente invención descritas hasta ahora no están diseñadas para compensar los efectos de cualquier filtro adicional que pueda ser utilizado en un instrumento oftálmico en el cual se pueden implementar dichas formas de realización. No obstante, los espejos fríos habituales (por ejemplo, los que se pueden utilizar conjuntamente con las formas de realización de la presente invención) probablemente tengan un efecto insignificante sobre el resultado cromático de un espejo caliente (filtro) según la presente invención. Además, debe tenerse en cuenta que el diseño de borde de longitud de onda corta de las formas de realización de la presente invención es el que tiene un efecto más notable sobre el resultado cromático de los filtros, y que, aun en el caso de corrimientos espectrales hacia el rojo o el azul de hasta 4 nm en el borde de longitud de onda corta de la curva de transmisión, un filtro fabricado de conformidad con las especificaciones de la forma de realización B de la presente invención puede mantener una pureza de excitación por debajo del 5%. Los diseños descritos anteriormente también tienen incorporado un mecanismo de corrimiento al rojo de 4 nm en el borde de longitud de onda corta, de tal forma que las variaciones de esta posición del borde debidas a la fabricación o las tolerancias de alineación no infringirán el requisito de bloqueo de longitudes de onda corta de 1% a 420 nm.

En la figura 7 (“forma de realización C”), se representa la especificación de transmisión de otra forma de realización del filtro de seguridad retiniana con compensación de color según la presente invención, comparada con la de la forma de realización B. La forma de realización C aporta una mejora sustancial de la pureza de excitación con respecto a las formas de realización descritas previamente, sin comprometer la luminosidad de manera significativa. Una diferencia fundamental entre la forma de realización C de la figura 7 y la forma de realización B de la figura 4 es que el borde de longitud de onda larga de la forma de realización C presenta un corrimiento a la derecha (rojo) de aproximadamente 20 nm y que se ha abierto una pequeña ranura en las partes verdes de su espectro de transmisión. La tabla 2 resume las propiedades de color de la forma de realización C comparadas con las de la forma de realización B de la figura 4.

TABLA 2

	Luminosidad (%)	Longitud de onda dominante (nm)	Pureza de excitación (%)
Forma de realización C	88,2	648	0,3
Forma de realización B	95,2	524	3,8

## ES 2 323 184 T3

Como puede observarse a partir de la tabla 2, la forma de realización C presenta una luminosidad del 88,2%, una longitud de onda dominante de 648 nm y una pureza de excitación de sólo el 0,3%. Por lo tanto, mediante la forma de realización C, la luminosidad se mantiene en un valor de aproximadamente 90%, mientras que la pureza de excitación adopta un valor sumamente bajo por debajo del 1%. Tampoco en este caso, el diseño de la forma de realización C incorpora los efectos de ningún espejo frío adicional ni los efectos de otros elementos ópticos (tales como una fibra óptica) que pueden formar parte del sistema de suministro de luz de un sistema de cirugía oftálmica en el que se implementa una forma de realización del filtro de seguridad retiniana con compensación de color según la presente invención. No obstante, estos componentes ópticos adicionales probablemente tengan un efecto muy reducido sobre las propiedades del color de la luz transmitida. Además, como sabrán reconocer los expertos en la materia, es posible aplicar ligeras alteraciones al diseño del filtro de seguridad retiniana con compensación de color de la presente invención para tener en cuenta incluso los pequeños efectos de una fibra óptica o un espejo frío adicional. Asimismo, debe observarse que, aunque el borde de longitud de onda corta de las formas de realización de la presente invención es el que tiene un efecto más importante sobre el resultado cromático, incluso para los corrimientos espectrales al rojo o al azul de hasta 3 nm en el borde de longitud de onda corta de la curva de transmisión, un filtro fabricado según la especificación de la forma de realización C puede mantener una pureza de excitación por debajo del 1,5%.

Las formas de realización del filtro de seguridad retiniana con compensación de color de la presente invención están diseñadas para reducir el riesgo de afaquia de conformidad con la norma ISO n° 15752 (menos del 1% de transmisión para longitudes de onda por debajo de 420 nm). Relajando el requisito de bloqueo de longitudes de onda corta referente a las transmisiones por debajo del 50% de longitudes de onda inferiores a 450 nm, proporcionando un corte profundo en los 420 nm y desplazando el borde de longitud de onda larga del espectro de transmisión del filtro para obtener compensación de color, los filtros diseñados de conformidad con la presente invención pueden transmitir suficiente luz visible de color azul, verde, amarillo, naranja e incluso rojo para proveer una iluminación de color más neutro en el sitio quirúrgico. Por consiguiente, el cirujano puede iluminar el sitio quirúrgico sin incidir negativamente en el contraste de colores tal como sucede en la técnica anterior.

Como sabrán deducir los expertos en la materia, las formas de realización de la presente invención pueden fabricarse mediante técnicas de fabricación de filtros bien conocidas. Si se especifica el espectro y las propiedades físicas, tales como la densidad de defectos y la estabilidad frente al entorno, las diversas capas y el orden de las mismas, así como el material del filtro, resultarán evidentes para los expertos en la materia y podrán ser seleccionados por el fabricante para adaptarlos de la mejor manera a sus necesidades y, a la vez, proporcionar el espectro de transmisión y las propiedades de color solicitadas. Por lo tanto, el sistema de compensación de color adecuado, según lo expuesto en la presente invención, puede obtenerse a través de diversos medios de fabricación.

Cualquier diseño de capa dieléctrica de película fina que satisfaga las propiedades espectrales descritas en la presente memoria es aceptable, y por lo tanto los conocimientos expuestos en la presente invención permiten utilizar diversas tecnologías de capas en el diseño y la fabricación de los filtros dados a conocer. Se utilizan dos tipos principales de tecnologías para los revestimientos espectrales: revestimientos “blandos” de varias capas situados entre dos placas de vidrio y revestimientos “duros” de varias capas depositados al vacío sobre una o ambas caras de una placa óptica (sustrato). El sustrato óptico puede ser un vidrio, un plástico o un polímero de grado óptico, como los conocidos por los expertos en la materia. Las capas normalmente están constituidas por dos o más materiales ópticos con índices de refracción diferentes. Cada fabricante puede fabricar capas de diferente composición química, que normalmente está sujeta a derechos de propiedad. Las capas habitualmente están compuestas por óxidos, fluoruros y carburos de diferentes elementos. Independientemente de la composición química de las capas, el efecto de bloqueo del filtro de seguridad retiniana con compensación de color dado a conocer en la presente invención puede obtenerse definiendo el espectro y los efectos de compensación de color del mismo.

La figura 8 es un diagrama de bloques simplificado que ilustra una implementación de un filtro de seguridad retiniana con compensación de color según la presente invención. La figura 8 representa un iluminador 100 que comprende una fuente de alimentación 102 y una fuente de iluminación 104. En el ejemplo de la figura 8, el iluminador 100 es un iluminador de xenón y la fuente de iluminación 104 es una lámpara de xenón. No obstante, es posible utilizar otro tipo de lámparas conocidas por los expertos en la materia, como fuente de iluminación 104. El filtro de seguridad retiniana con compensación de color 106 diseñado según la presente invención se desplaza a lo largo de la trayectoria de transmisión de la fuente de iluminación 104. Parte de la luz de la fuente de iluminación 104 pasa a través del filtro de seguridad retiniana con compensación de color 106 (dicha luz, una vez filtrada, se ajustará a los requisitos de la norma ISO n° 15752), y dicha luz filtrada 108 se dirige hacia una lente 110, que enfoca la luz filtrada 108 sobre la terminación de un conector de fibra 112. A continuación, la luz filtrada 108 es guiada a lo largo de la fibra óptica 114 que puede utilizarse para dirigir la luz filtrada 108 hacia el sitio quirúrgico e iluminarlo. La fibra 114 puede acoplarse funcionalmente a una pieza de mano u otro dispositivo de iluminación portátil, por ejemplo. Típicamente, la luz recibida por el filtro 106 adopta la forma de un haz de luz colimada, que a continuación se filtra y pasa hasta la lente de enfoque 110, que a su vez enfoca la luz filtrada 108 en la fibra óptica 114.

Las diversas formas de realización de la presente invención pueden implementarse en cualquier iluminador oftálmico para obtener la capacidad de bloqueo de la radiación cercana a los UV (o un filtrado de otras longitudes de onda) de la luz que se origina en una fuente de luz de iluminación, mientras se mantienen las características de color de la luz de iluminación filtrada en un color cercano al neutro, para superar de este modo los problemas de distorsión de las características de color y contraste de los filtros de seguridad retiniana de técnica anterior. Además, también pueden conferirse las propiedades de compensación de color indicadas en la presente memoria a las lentes intraoculares para

## ES 2 323 184 T3

posibilitar el filtrado de la radiación cercana a los UV (u otra longitud de onda) y la protección de los pacientes sometidos a implantes de IOL (lentes intraoculares). Actualmente, dichos dispositivos (por ejemplo, las IOL ACRYSOFT<sup>TM</sup> Natural) están coloreados en amarillo para filtrar la luz ultravioleta, violeta y azul. Los conocimientos aportados por la presente invención, por ejemplo, pueden utilizarse para aplicar compensación de color a las IOL con el objetivo de cambiar el tinte amarillo por un tinte gris de color más neutro, y bloquear de ese modo la radiación perjudicial, así como permitir una percepción de colores más natural a las personas que llevan IOL.

Las formas de realización descritas anteriormente se consideran a título ilustrativo y no limitativo en todos los aspectos. El alcance de la presente invención se define en las reivindicaciones adjuntas.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

## ES 2 323 184 T3

### REIVINDICACIONES

- 5 1. Filtro de seguridad retiniana con compensación de color (106) para proporcionar una compensación de color en el haz de luz incidente, que comprende un material ópticamente eficaz, **caracterizado** porque presenta:
- un corte de transmitancia luminosa inferior al 1% para longitudes de onda inferiores a 420 nm; y
- 10 una transmitancia luminosa seleccionada para las longitudes de onda que definen los colores complementarios y casi complementarios de las longitudes de onda inferiores a 420 nm que, combinada con la transmitancia para las longitudes de onda inferiores a 420 nm, da como resultado un haz de luz con compensación de color de un color casi blanco o neutro que presenta una luminosidad de aproximadamente el 90% y una pureza de excitación del 5% o inferior.
- 15 2. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que las longitudes de onda complementaria son longitudes de onda superiores a 640 nm.
3. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que las longitudes de onda complementaria son longitudes de onda superiores a 660 nm.
- 20 4. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que las longitudes de onda complementaria comprenden unas longitudes de onda superiores a 660 nm y longitudes de onda de 540 nm a 560 nm.
- 25 5. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que la diferencia entre la transmitancia de luz justo por debajo de 420 nm y la transmitancia de luz justo por encima de 420 nm es superior al 90%.
6. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, **caracterizado** porque presenta asimismo una transmitancia de luz determinada de manera arbitraria para longitudes de onda superiores a 420 nm.
- 30 7. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que el material ópticamente eficaz es un vidrio de grado óptico.
8. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que el material ópticamente eficaz es una capa dieléctrica de película fina.
- 35 9. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que el material ópticamente eficaz comprende un vidrio de grado óptico recubierto por una capa dieléctrica.
- 40 10. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que el material ópticamente eficaz es un plástico o polímero de grado óptico.
11. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que el filtro óptico (106) está montado corriente abajo de la abertura de salida de una fuente de iluminación (104), y en el que la fuente de iluminación genera el haz de luz incidente, y en una posición anterior al sitio que se va a iluminar mediante el haz de luz filtrada (108).
- 45 12. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que el filtro óptico está montado funcionalmente sobre un conjunto de elementos ópticos de observación de un microscopio quirúrgico, y en el que el haz de luz incidente que se va a filtrar comprende una parte reflejada de un haz de luz (108) generado por una fuente de iluminación (104) y utilizado para iluminar el sitio.
- 50 13. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que el filtro óptico está **caracterizado** porque presenta una luminosidad del 88,2% y una pureza de excitación del 0,3%.
- 55 14. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que el filtro óptico está **caracterizado** porque presenta una luminosidad del 95,2% y una pureza de excitación del 3,8%.
15. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 1, en el que el material ópticamente eficaz es una lente intraocular.
- 60 16. Filtro de seguridad retiniana según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15, para su utilización en un iluminador oftálmico, que comprende:
- una fuente de alimentación (102);
- 65 una fuente de luz de iluminación (104) que puede funcionar para generar un haz óptico (108) y dirigir el haz óptico a lo largo de la trayectoria óptica;

## ES 2 323 184 T3

el filtro óptico (106) situado en la trayectoria óptica, de tal manera que el haz óptico incide en el filtro óptico, pudiendo funcionar el filtro óptico para recibir el haz óptico incidente y generar un haz de luz de salida; y

un conjunto de elementos ópticos para dirigir el haz de luz de salida hacia un sitio para iluminar el sitio.

5

17. Filtro de seguridad retiniana según la reivindicación 16, en el que el conjunto de elementos ópticos comprende una pieza de mano que comprende una fibra óptica (114).

10

15

20

25

30

35

40

45

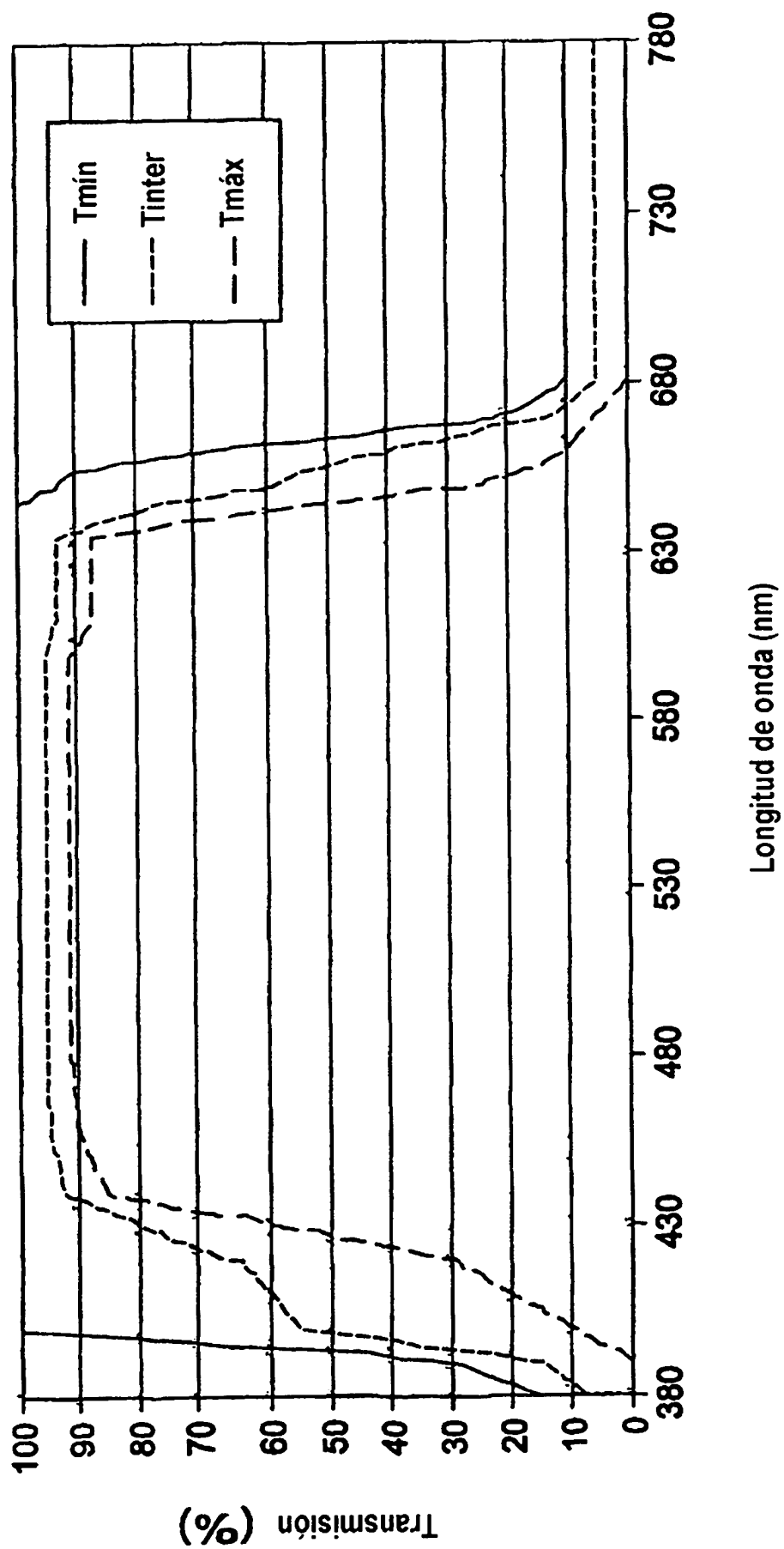
50

55

60

65

Fig. 1



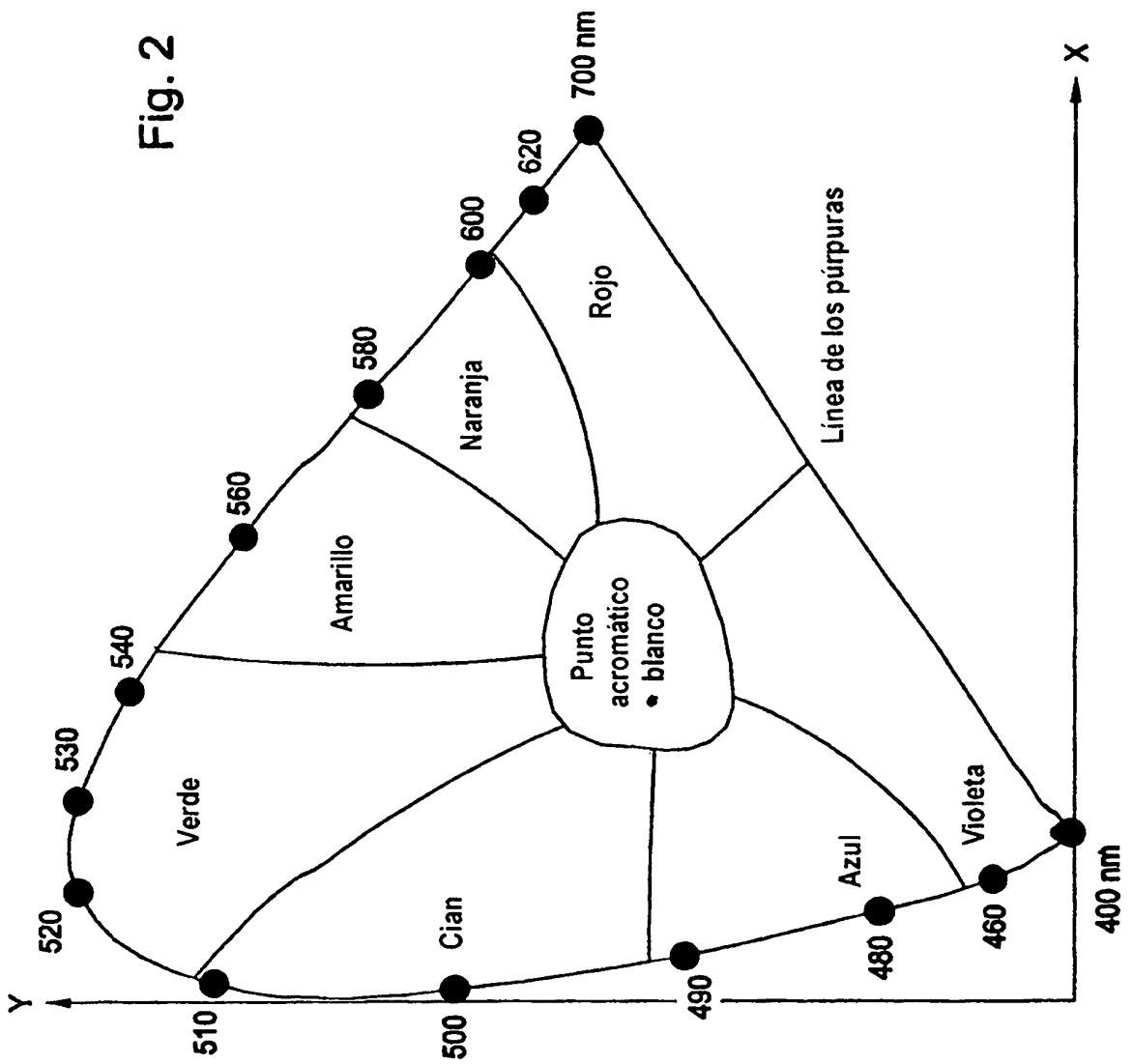


Fig. 3

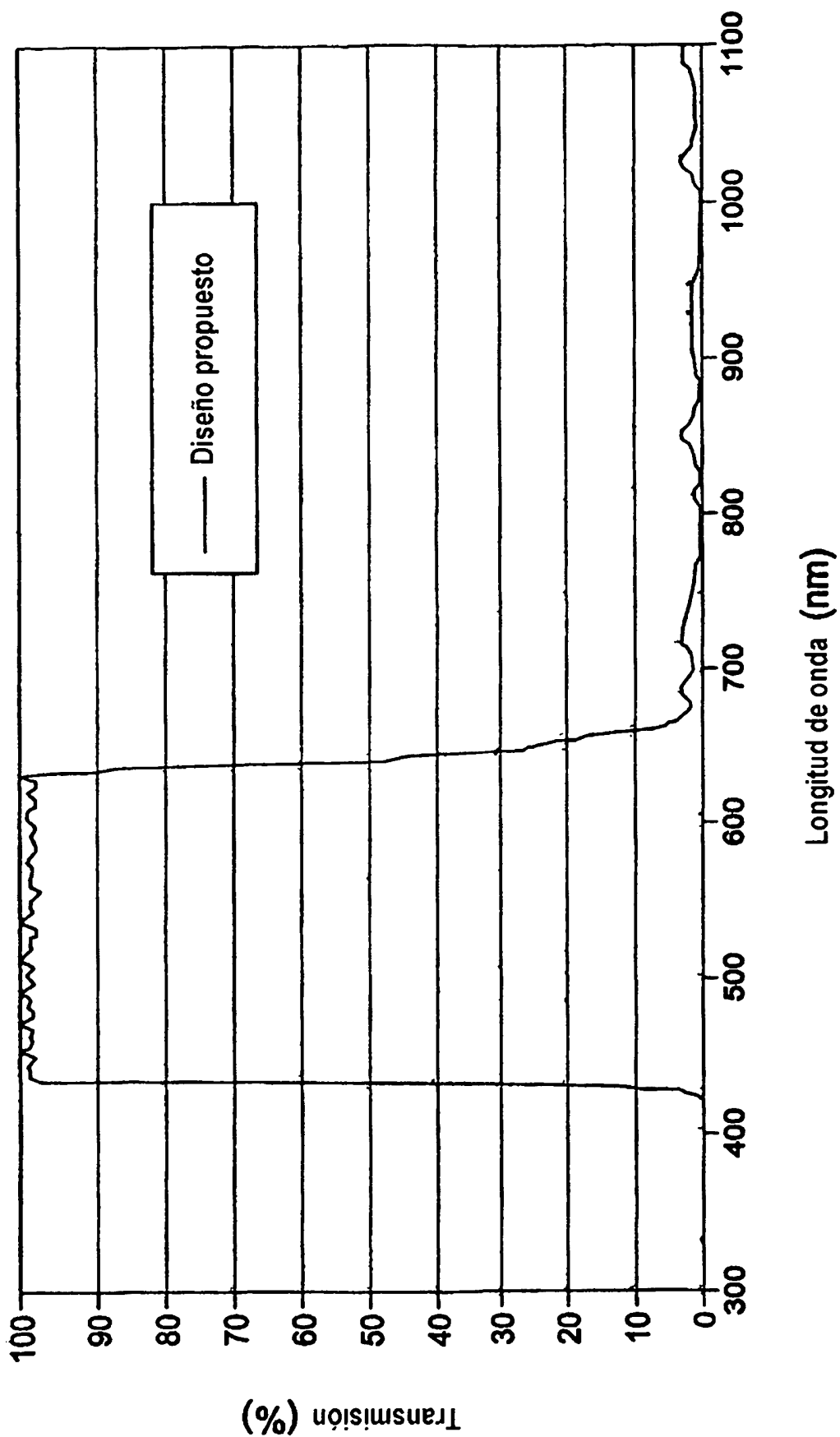
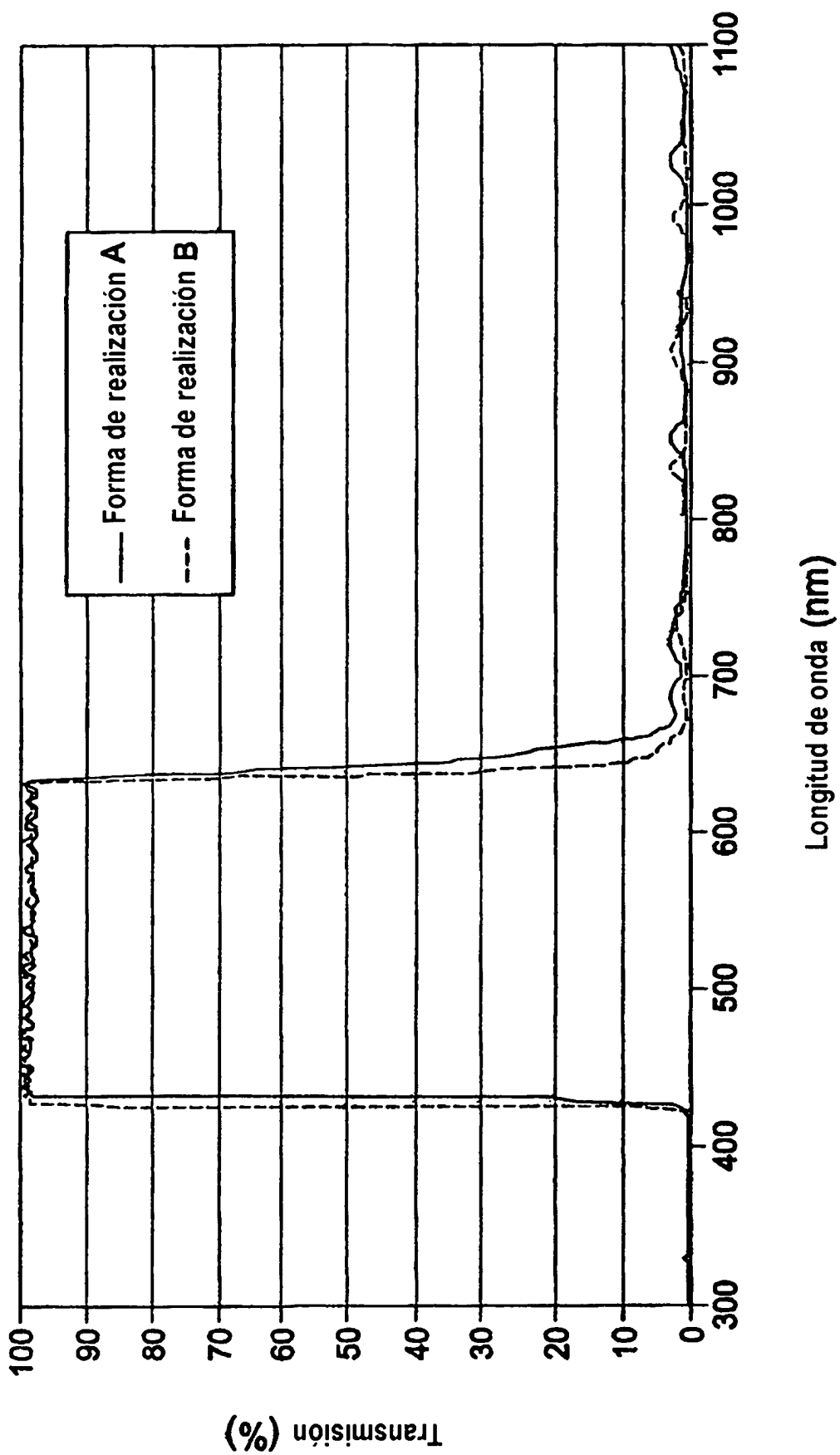


Fig. 4



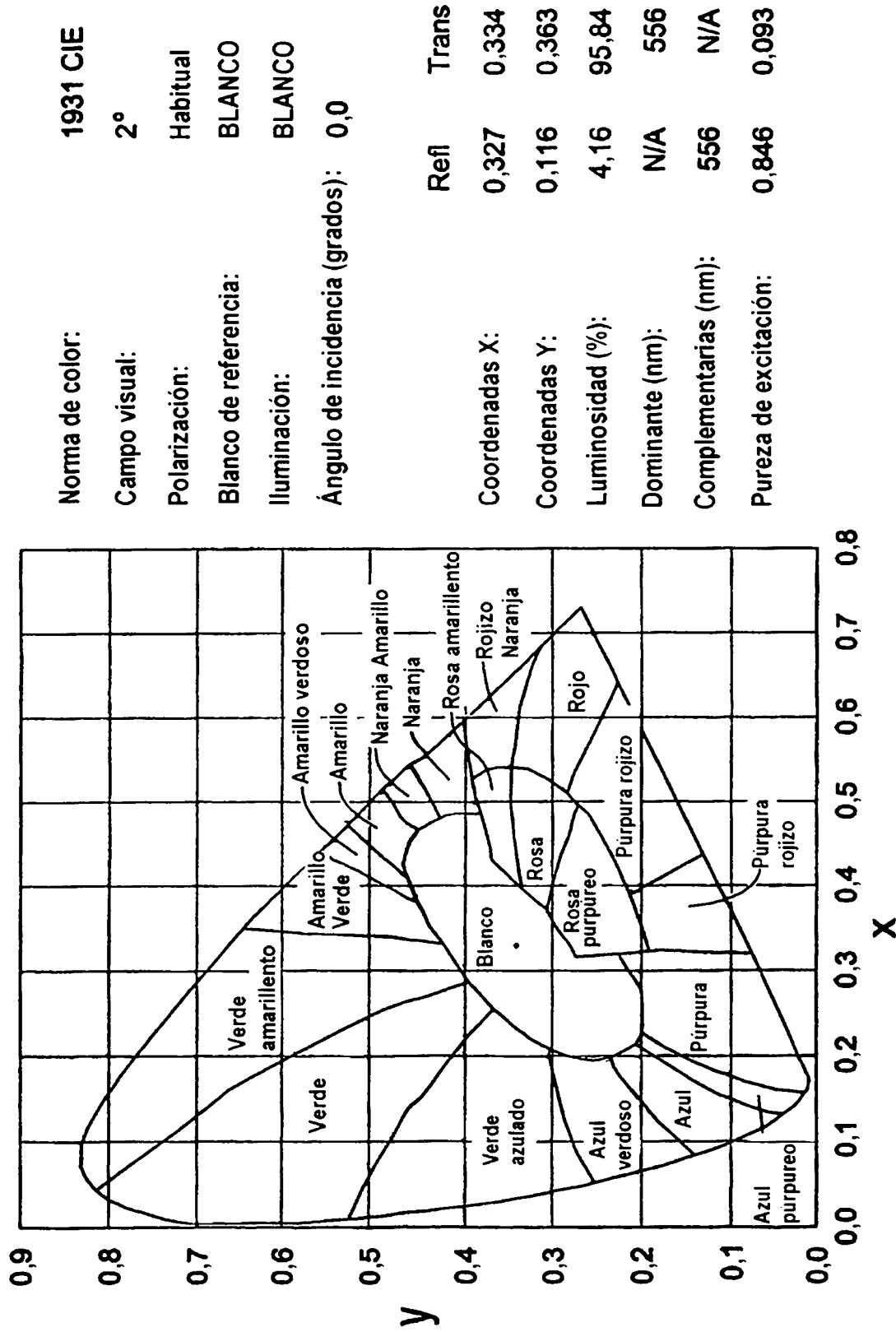
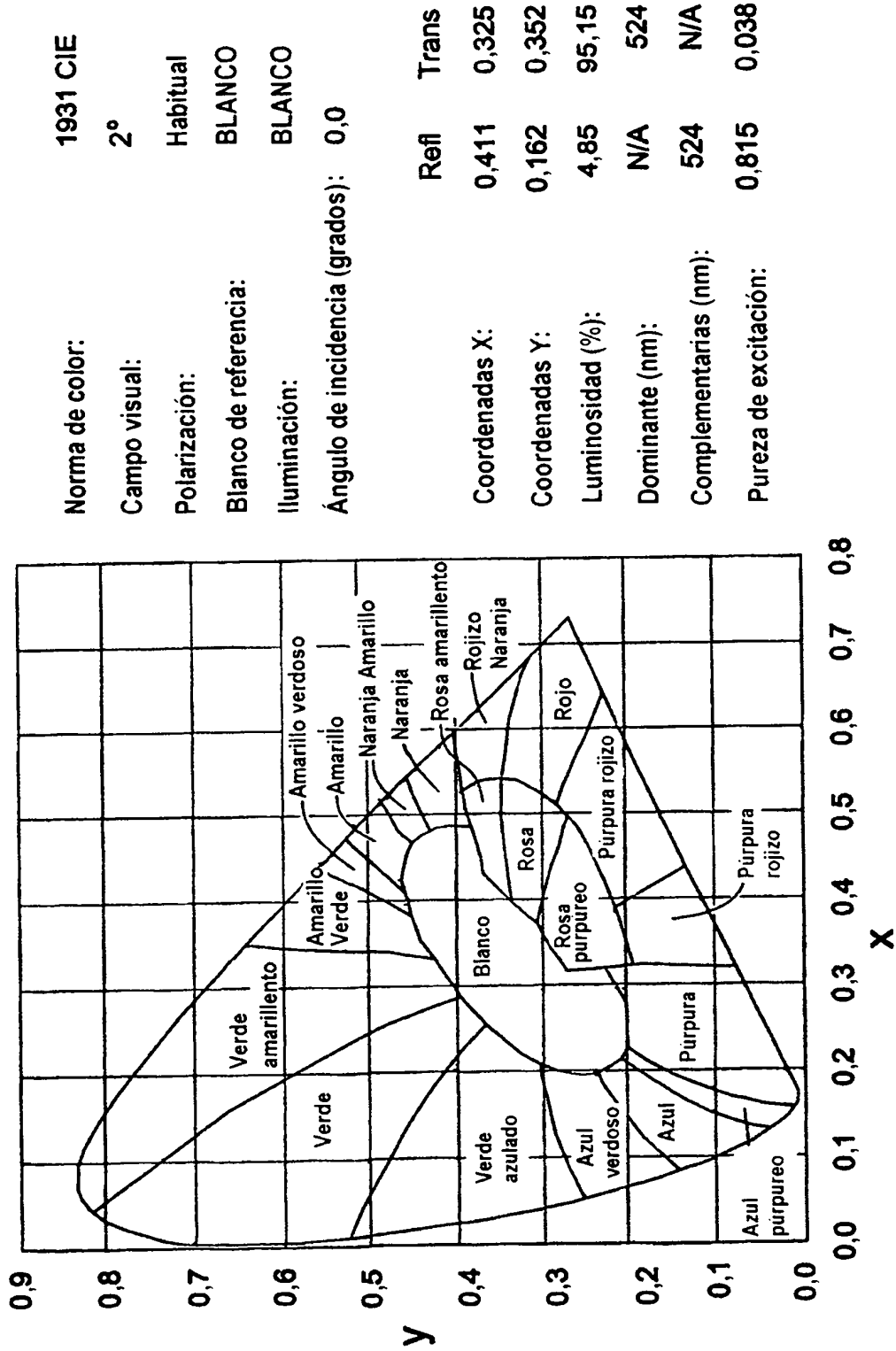


Fig. 5

**Norma de color:** 1931 CIE  
**Campo visual:** 2°  
**Polarización:** Habitual  
**Blanco de referencia:** BLANCO  
**Iluminación:** BLANCO  
**Ángulo de incidencia (grados):** 0,0

	Refl	Trans
<b>Coordenadas X:</b>	0,327	0,334
<b>Coordenadas Y:</b>	0,116	0,363
<b>Luminosidad (%):</b>	4,16	95,84
<b>Dominante (nm):</b>	N/A	556
<b>Complementarias (nm):</b>	556	N/A
<b>Pureza de excitación:</b>	0,846	0,093



Norma de color: 1931 CIE

Campo visual: 2°

Polarización: Habitual

Blanco de referencia: BLANCO

Iluminación: BLANCO

Ángulo de incidencia (grados): 0,0

Refl Trans

Coordenadas X: 0,411 0,325

Coordenadas Y: 0,162 0,352

Luminosidad (%): 4,85 95,15

Dominante (nm): N/A 524

Complementarias (nm): 524 N/A

Pureza de excitación: 0,815 0,038

Fig. 6

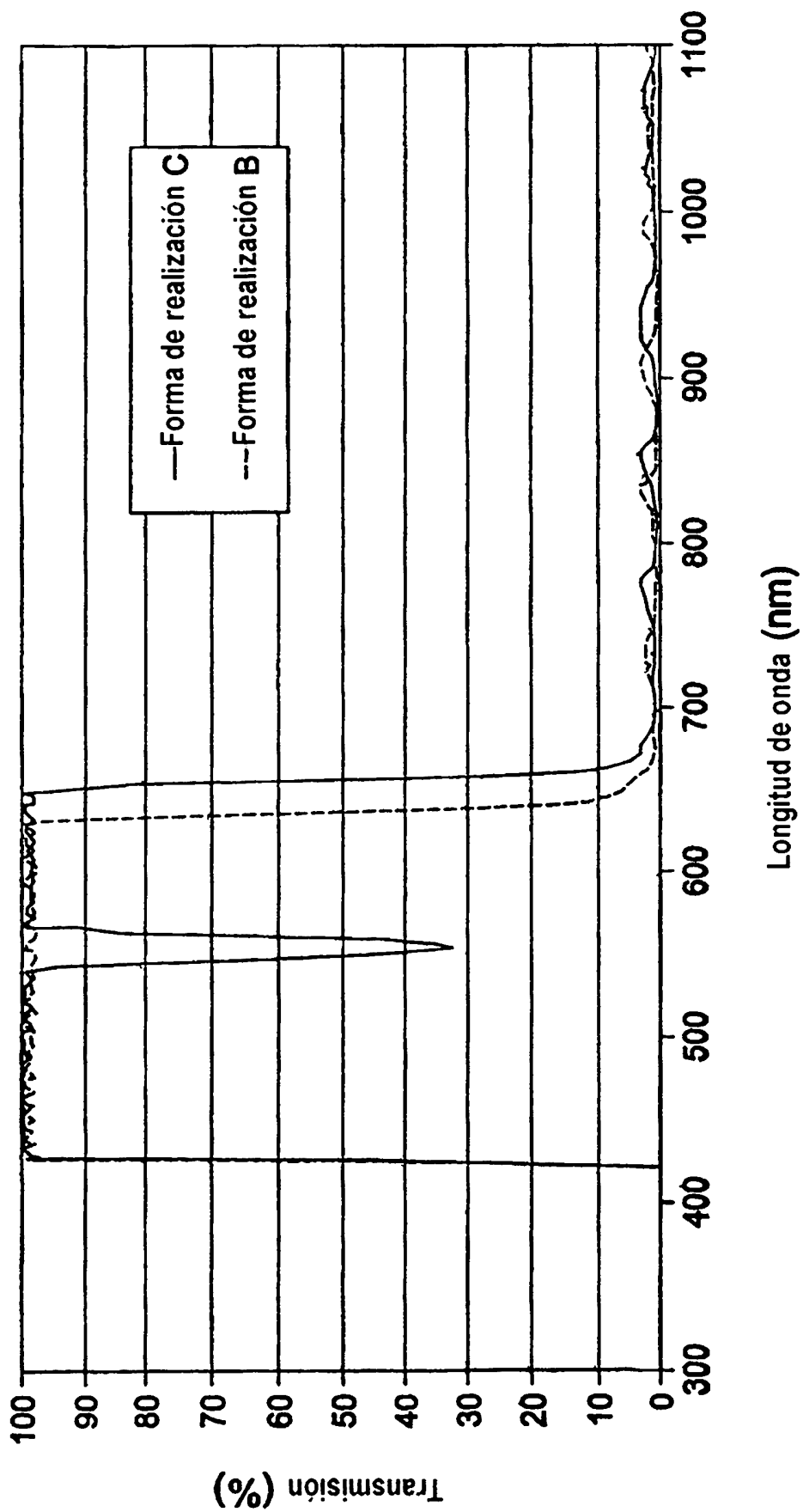


Fig. 7

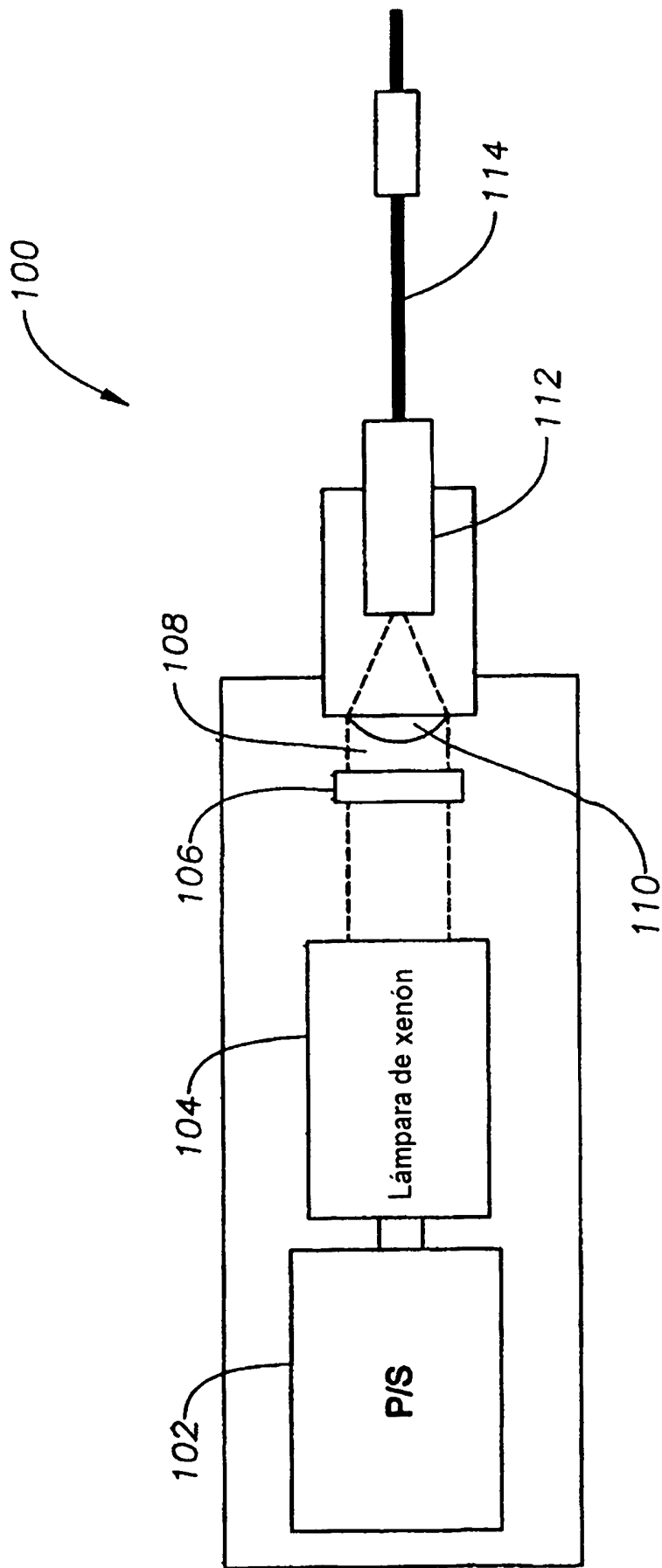


Fig. 8