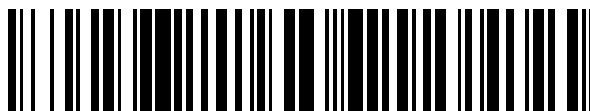


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 949 626**

51 Int. Cl.:

**G02F 1/35** (2006.01)

**A61B 18/20** (2006.01)

**A61B 18/00** (2006.01)

**A61N 5/06** (2006.01)

**A61N 5/067** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.04.2019 PCT/EP2019/061045**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.12.2019 WO19242919**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.04.2019 E 19720601 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.06.2023 EP 3807716**

54 Título: **Sistema láser médico**

30 Prioridad:

**18.06.2018 EP 18178169**

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

**02.10.2023**

73 Titular/es:

**ADVALIGHT APS (100.0%)**

**Industriparken 22A**

**2750 Ballerup, DK**

72 Inventor/es:

**THORHAUGE, MORTEN;**

**MORTENSEN, JESPER LILTORP y**

**SEIDLER, KASPER VIKKELSØ**

74 Agente/Representante:

**LINAGE GONZÁLEZ, Rafael**

ES 2 949 626 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 médico

**Campo técnico**

5 La presente divulgación se refiere a un sistema láser médico, en particular, un sistema láser médico para el tratamiento cosmético de dermatopatías.

**Antecedentes**

10 Los sistemas láser médicos se usan ampliamente para numerosas aplicaciones médicas, tales como cirugía o tratamiento de diversas enfermedades. Los sistemas láser médicos también se usan para el tratamiento cosmético de dermatopatías.

15 Debido a la atención incrementada en el aspecto hoy en día, una de las áreas centrales para los tratamientos cosméticos de dermatopatías está relacionada con el denominado rejuvenecimiento. La piel se puede ver afectada por una gama de efectos biológicos y de envejecimiento, y por daños inducidos por el medio ambiente, tales como arrugas, acné, daño solar, enrojecimiento, trastornos vasculares y cicatrices. El rejuvenecimiento es el área combinada del tratamiento de estas afecciones para restaurar el aspecto juvenil de la piel. Uno de los tratamientos más preferentes para el rejuvenecimiento de la piel es el tratamiento a base de luz, también conocido como fotorrejuvenecimiento.

25 El documento US 2011/0306955 divulga un sistema láser para el tratamiento de la piel. Este sistema láser de la técnica anterior comprende un primer y un segundo resonador láser. El primer resonador láser comprende al menos un primer medio de ganancia para generar un primer campo óptico a lo largo de un primer eje óptico; el segundo resonador láser comprende al menos un segundo medio de ganancia para generar un segundo campo óptico a lo largo de un segundo eje óptico. El sistema láser de la técnica anterior divulgado en el documento US 2011/0306955 comprende además al menos un medio no lineal para generar un tercer campo óptico a lo largo de un tercer eje óptico por una interacción no lineal entre el primer campo óptico y el segundo campo óptico, y al menos una fuente de bombeo óptico para bombear ópticamente el primer medio de ganancia y la segunda ganancia. Además, este sistema láser de la técnica anterior comprende un primer conmutador Q en el primer resonador láser y un segundo conmutador Q en el segundo resonador láser. Los conmutadores Q pueden controlar una calidad de resonancia del primer resonador láser y/o del segundo resonador láser, respectivamente. De esta manera, se puede controlar la emisión de luz del primer y/o el segundo resonador láser para proporcionar pulsos ópticos en la primera, la segunda y/o la tercera longitud de onda.

40 En dicho sistema láser, la conversión de los primer y segundo campos ópticos en el tercer campo óptico requiere que los pulsos de los primer y segundo campos ópticos estén sincronizados en el medio no lineal. Si bien dicha sincronización se puede basar en el diseño geométrico y los parámetros ópticos de las cavidades láser individuales, esto es difícil de estabilizar y fabricar. Además, las fuentes de bombeo pulsante en general no son una opción para los láseres de estado sólido debido al largo tiempo de estabilización.

45 El documento US 7.961.772 divulga un sistema láser en el que la superposición de pulsos entre dos o más líneas láser del sistema es optimizable. Con este fin, al menos una parte de la salida se realimenta a un sistema de regulación que regula el tiempo de acumulación de pulsos láser individuales de los primer y segundo campos ópticos controlando la salida de intensidad de las fuentes de bombeo.

50 Como las propiedades de los medios de ganancia, los medios no lineales y/o las fuentes de bombeo pueden variar a lo largo del tiempo, una conversión eficaz requiere un control cuidadoso del sistema láser. Si bien el sistema láser anterior de la técnica anterior proporciona un procedimiento para controlar la superposición de pulsos temporal, sigue existiendo la necesidad de un sistema láser y de un procedimiento de control que proporcionen un mayor grado de solidez frente a la deriva, por ejemplo, debido a variaciones de temperatura y degradación de piezas. En particular, el sistema anterior de la técnica anterior impone altos requisitos al equipo empleado. Esto incrementa los costes de fabricación ya que a menudo puede haber tolerancias estadísticas en los componentes. Por ejemplo, el factor de mérito del material de ganancia puede afectar la sincronización/cronometraje del pulso. Además, las propiedades de los componentes pueden variar a lo largo del tiempo debido a factores dinámicos tales como la degradación de piezas, la desalineación accidental, las variaciones de temperatura, etc.

60 Como el sistema de la técnica anterior controla la superposición temporal controlando las fuentes de bombeo, la potencia de salida del sistema se puede ver afectada por el control de la superposición de pulsos temporal. Por lo tanto, controlar la superposición de pulsos se puede volver cada vez más difícil sin una pérdida no deseada de potencia de salida cuando los dos resonadores láser derivan alejándose relativamente.

65 El documento US 2007/160093 divulga un generador de ondas electromagnéticas que engloba un primer emisor de haz de bombeo configurado para emitir un primer haz de bombeo que tiene una longitud de onda superior a un micrómetro; un segundo emisor de haz de bombeo configurado para emitir un segundo haz de bombeo de longitud

de onda sintonizable que tiene una longitud de onda superior a un micrómetro, siendo diferente esta longitud de onda de la longitud de onda del primer haz de bombeo; un cristal óptico no lineal configurado para generar una onda electromagnética de una frecuencia diferente entre el primer haz de bombeo y el segundo haz de bombeo; y un sistema óptico configurado para irradiar el primer haz de bombeo y el segundo haz de bombeo al cristal óptico no lineal, ajustando un ángulo de intersección externo entre el primer haz de bombeo y el segundo haz de bombeo dentro de  $0,5^\circ$  a la frecuencia de diferencia de 1 THz. Aquí, se genera una onda electromagnética de terahercios de frecuencia sintonizable en el cristal óptico no lineal, cambiando la frecuencia del segundo haz de bombeo, que se adapta al cambio del ángulo de intersección externo.

Por tanto, sigue siendo deseable proporcionar un sistema láser médico que aborde una o más de las necesidades anteriores y/u otras necesidades que existen en el campo de los sistemas láser médicos.

### Sumario

En el presente documento se divulgan modos de realización de un sistema láser médico como se define en la reivindicación 1.

Los autores de la invención se han dado cuenta de que la superposición temporal entre pulsos de los primer y segundo campos ópticos respectivos se puede ajustar con exactitud controlando el funcionamiento del primer conmutador Q en base a las propiedades detectadas de al menos uno de los campos ópticos. En particular, ha resultado que se puede realizar un ajuste exacto en tiempo real incluso en situaciones donde los componentes del láser derivan considerablemente a lo largo del tiempo. Además, el ajuste no influye negativamente en la potencia de salida.

En algunos modos de realización, el circuito de control comprende un circuito de retardo ajustable; en el que el circuito de control está configurado para generar una señal de activación y para enviar la señal de activación al circuito de retardo ajustable; en el que el circuito de retardo ajustable está configurado para enviar una versión retardada de la señal de activación, retardada en un retardo ajustable en relación con la señal de activación, al primer conmutador Q; y en el que el circuito de control está configurado para ajustar el retardo ajustable en respuesta a la propiedad detectada. En consecuencia, se proporciona un mecanismo de control eficaz y estable que permite la sincronización en tiempo real de los pulsos láser incluso en situaciones donde los componentes de láser individuales experimentan una fuerte deriva. La señal de activación puede ser, o al menos derivarse de, una señal de reloj u otra señal periódica adecuada. En consecuencia, el circuito de control puede comprender un reloj maestro operativo para generar una señal de reloj. La señal de reloj se puede enviar al circuito de retardo que envía una señal de activación retardada al primer conmutador Q.

En algunos modos de realización, la propiedad detectada representa una potencia de salida del tercer campo óptico. En consecuencia, se puede controlar el cronometraje relativo de los pulsos de los primer y segundo campos ópticos para incrementar, en particular para maximizar, la potencia de salida detectada. Este mecanismo de control proporciona un procedimiento de control de complejidad relativamente baja. La potencia de salida se puede medir, por ejemplo, por un fotodetector, es decir, el circuito sensor puede comprender un fotodetector. Con este fin, una parte menor del tercer campo óptico se puede dirigir hacia el fotodetector, por ejemplo, por medio de un divisor de haz. La señal de sensor del fotodetector representa, por tanto, la potencia de salida del tercer campo óptico y se puede realimentar al circuito de control. El circuito de control, por tanto, puede implementar un mecanismo de control adecuado para ajustar un retardo relativo entre los pulsos de las primera y segunda cadenas de pulsos para maximizar la potencia de salida del tercer campo óptico generado.

En algunos modos de realización, la propiedad detectada representa un cronometraje relativo de los pulsos láser de la primera cadena de pulsos y los pulsos láser de la segunda cadena de pulsos. Por ejemplo, el circuito sensor puede comprender uno o más fotodetectores para detectar los pulsos de las primera y segunda cadenas de pulsos y circuitos para detectar un desfase temporal entre los pulsos detectados de las primera y segunda cadenas de pulsos. Una señal de sensor que representa el desfase temporal detectado, a continuación, se puede realimentar al circuito de control y el circuito de control puede ajustar el retardo de la señal de activación al primer conmutador Q para minimizar el desfase temporal detectado. En consecuencia, el circuito de control puede detectar continuamente el desfase temporal y determinar un retardo correspondiente adecuado para compensar el desfase temporal detectado, incluso cuando actualmente no se crea un tercer campo óptico en el medio no lineal. Esto permite que el circuito de control establezca el retardo de activación correcto cuando se desea generar de nuevo el tercer campo óptico, es decir, se puede lograr un encendido rápido del tercer campo óptico con una potencia de salida optimizada incluso en situaciones en las que el retardo de activación requerido cambia a lo largo del tiempo.

Los pulsos de la primera cadena de pulsos tienen un primer ancho de pulso y una primera tasa de repetición de pulso. En general, el ancho de pulso se puede definir como un ancho completo en la mitad del máximo de los pulsos. El primer ancho de pulso y la primera tasa de repetición de pulso conjuntamente definen un primer ancho de espacio entre pulsos consecutivos de la primera cadena de pulsos. En algunos modos de realización, el primer ancho de pulso es más pequeño que el primer ancho de espacio, tal como menos de un 50 % del primer ancho de espacio, tal como menos de un 10 % del primer ancho de espacio, tal como menos de un 1 % del primer ancho de

espacio, por ejemplo, entre un 0,01 % y un 1 % del primer ancho de espacio. De forma similar, los pulsos de la segunda cadena de pulsos tienen un segundo ancho de pulso y una segunda tasa de repetición de pulsos. El segundo ancho de pulso y la segunda tasa de repetición de pulsos conjuntamente definen un segundo ancho de espacio entre pulsos consecutivos de la segunda cadena de pulsos. En algunos modos de realización, el segundo ancho de pulso es más pequeño que el segundo ancho de espacio, tal como menos de un 50 % del segundo ancho de espacio, tal como menos de un 10 % del segundo ancho de espacio, tal como menos de un 1 % del segundo ancho de espacio, por ejemplo, entre un 0,01 % y un 1 % del segundo ancho de espacio.

En algunos modos de realización, los anchos de pulso y las tasas de repetición de las primera y segunda cadenas de pulsos se pueden seleccionar de modo que los pulsos de la primera cadena de pulsos, cuando se alinean con los espacios respectivos entre pulsos de la segunda cadena de pulsos, no se superponen en el tiempo con los pulsos de la segunda cadena de pulsos. De forma similar, los anchos de pulso y las tasas de repetición de las primera y segunda cadenas de pulsos se pueden seleccionar de modo que los pulsos de la segunda cadena de pulsos, cuando se alinean con los espacios respectivos entre pulsos de la primera cadena de pulsos, no se superponen en el tiempo con los pulsos de la primera cadena de pulsos. En particular, en algunos modos de realización, el segundo ancho de pulso es más pequeño que el primer ancho de espacio, tal como menos de un 50 % del primer ancho de espacio, tal como menos de un 10 % del primer ancho de espacio, tal como menos de un 1 % del primer ancho de espacio, por ejemplo, entre un 0,01 % y un 1 % del primer ancho de espacio. Asimismo, en algunos modos de realización, el primer ancho de pulso es más pequeño que el segundo ancho de espacio, tal como menos de un 50 % del segundo ancho de espacio, tal como menos de un 10 % del segundo ancho de espacio, tal como menos de un 1 % del segundo ancho de espacio, por ejemplo, entre un 0,01 % y un 1 % del segundo ancho de espacio.

El ancho de pulso de los pulsos de la primera cadena y/o de la segunda cadena de pulsos puede estar entre 30 ns y 100 ns, tal como entre 4 ns y 60 ns. El ancho de espacio de los pulsos de la primera cadena y/o de la segunda cadena de pulsos puede estar entre 0,01  $\mu$ s y 500  $\mu$ s, tal como entre 0,1  $\mu$ s y 300  $\mu$ s, tal como entre 1  $\mu$ s y 200  $\mu$ s, tal como entre 10  $\mu$ s y 100  $\mu$ s, tal como entre 50  $\mu$ s y 100  $\mu$ s.

En algunos modos de realización, el primer ancho de pulso y el segundo ancho de pulso son sustancialmente iguales. De forma similar, la tasa de repetición del primer pulso y la tasa de repetición del segundo pulso pueden ser sustancialmente iguales o al menos elegirse de modo que su proporción sea un número racional tal como un número entero.

En general, el circuito de control se puede configurar para controlar el cronometraje relativo de modo que los pulsos láser de la primera cadena de pulsos se superpongan temporalmente en el medio no lineal con los pulsos láser respectivos de la segunda cadena de pulsos, al menos cuando se desea generar el tercer campo óptico, por ejemplo, en respuesta a un mandato para encender el tercer campo óptico y/o para generar ráfagas del tercer campo óptico. El grado de superposición temporal debe ser suficiente para permitir que se produzca el proceso no lineal para generar el tercer campo óptico en el medio no lineal, es decir, los pulsos de la primera cadena de pulsos deben coincidir con los pulsos respectivos de la segunda cadena de pulsos en el interior del medio no lineal. Si bien en algunos modos de realización puede ser lo más preferente cuando el cronometraje relativo es de modo que los pulsos de la primera cadena de pulsos coincidan perfectamente, es decir, estén perfectamente sincronizados con los pulsos respectivos de la segunda cadena de pulsos en el interior del medio no lineal, en algunos modos de realización pueden ser aceptables grados menores de superposición temporal.

En general, en los sistemas láser médicos, por ejemplo, en los sistemas láser para el tratamiento de la piel, a menudo existe una necesidad de proporcionar el haz láser de salida como ráfagas cortas. Con este fin, los sistemas láser anteriores incluyen típicamente un obturador mecánico. Sin embargo, dichos obturadores tienen un tiempo de reacción relativamente lento e imponen límites sobre cómo se pueden emitir ráfagas/cadenas de pulsos cortas debido a restricciones en el movimiento mecánico y la velocidad. Los procedimientos alternativos incluyen dispositivos electroópticos y acustoópticos con o sin óptica adicional, por ejemplo, óptica de polarización. Estos procedimientos ópticos activos introducen componentes costosos y con pérdidas adicionales en la trayectoria del haz y adolecen de otras desventajas. Por ejemplo, los dispositivos electroópticos implican controladores de alta tensión, mientras que los dispositivos acustoópticos pueden implicar una supresión deficiente para una potencia de excitación limitada. Adicionalmente, estos dispositivos pueden afectar de forma no intencionada a otras longitudes de onda administradas por el sistema láser.

En consecuencia, en algunos modos de realización, el circuito de control está configurado para controlar el cronometraje relativo para provocar selectivamente la generación del tercer campo óptico, es decir, el circuito de control se puede configurar para funcionar como un dispositivo de control de exposición, tal como un obturador, para solo provocar selectivamente la generación del tercer campo óptico, por ejemplo, en respuesta a los mandatos de exposición/obturador respectivos. En particular, en algunos modos de realización, el circuito de control está configurado, en respuesta a una primera señal, para controlar selectivamente el cronometraje relativo de modo que los pulsos láser de la primera cadena de pulsos se superpongan temporalmente en el medio no lineal con los pulsos láser respectivos de la segunda cadena de pulsos para provocar la generación del tercer campo óptico; y en los que el circuito de control está configurado, en respuesta a una segunda señal, para controlar selectivamente

el cronometraje relativo de modo que los pulsos láser de la primera cadena de pulsos no se superpongan temporalmente en el medio no lineal con los pulsos láser respectivos de la segunda cadena de pulsos para evitar la generación del tercer campo óptico. Por ejemplo, la primera señal puede ser indicativa de un mandato de "abrir obturador", mientras que la segunda señal puede ser indicativa de un mandato de "cerrar obturador". De forma alternativa, o adicionalmente, se pueden proporcionar las primera y segunda señales como señales periódicas, por ejemplo, una señal de reloj, para controlar la creación intermitente/periódica de ráfagas cortas de luz láser pulsada.

Ha resultado que este procedimiento de control permite tiempos de reacción muy rápidos y la creación de pequeñas ráfagas de salida de láser pulsado, por ejemplo, de ráfagas menores de 10 ms, tal como 1 ms o menos. En consecuencia, algunos modos de realización del sistema láser médico proporcionan un control temporal del tercer campo óptico generado, donde el control temporal se realiza en una escala de tiempo de menos de 10 ms, tal como 1 ms o menos.

En algunos modos de realización, en particular cuando la propiedad detectada representa un cronometraje relativo de los pulsos láser de la primera cadena de pulsos y los pulsos láser de la segunda cadena de pulsos, el circuito de control puede recibir información sobre un cronometraje adecuado de los pulsos incluso durante un período donde no se genera un tercer campo óptico. Este puede ser el caso durante un período donde el circuito de control está configurado para controlar el cronometraje relativo para que sea un primer cronometraje relativo que provoque que los pulsos láser de la primera cadena de pulsos no se superpongan temporalmente en el medio no lineal con los pulsos láser respectivos de la segunda cadena de pulsos para evitar la generación del tercer campo óptico. El circuito de control todavía puede determinar un segundo cronometraje relativo que, si se aplica, provoca que los pulsos láser de la primera cadena de pulsos se superpongan temporalmente en el medio no lineal con los pulsos láser respectivos de la segunda cadena de pulsos para provocar la generación del tercer campo óptico. En consecuencia, en respuesta a una señal (por ejemplo, un mandato de apertura del obturador), el circuito de control puede conmutar el cronometraje relativo aplicado del primer cronometraje relativo al segundo cronometraje relativo determinado para provocar un encendido rápido del tercer campo óptico con una potencia de salida optimizada. Con este fin, el circuito de control puede determinar un retardo adecuado de la señal de activación al primer conmutador Q que provoca que los pulsos de las primera y segunda cadenas de pulsos se superpongan temporalmente en el medio no lineal, incluso durante los períodos en los que se selecciona el retardo relativo aplicado de modo que actualmente los pulsos no se superponen temporalmente y no se genera un tercer campo óptico.

En algunos modos de realización, el circuito de control puede funcionar como un selector de longitud de onda. El primer campo óptico tiene una primera longitud de onda, el segundo campo óptico puede tener una segunda longitud de onda y el tercer campo óptico tiene una tercera longitud de onda diferente de las primera y segunda longitudes de onda. A continuación, el circuito de control se puede configurar, por ejemplo, en respuesta a un mandato de selección de longitud de onda, para controlar selectivamente el cronometraje relativo para controlar una longitud de onda de una radiación de salida del sistema láser, por ejemplo, para incluir selectivamente el tercer campo óptico en una salida del sistema láser. En particular, cuando los pulsos de las primera y segunda cadenas de pulsos se superponen temporalmente en el medio no lineal, el tercer campo óptico se genera en el medio no lineal, y la salida del medio no lineal incluye una cantidad importante de luz de la tercera longitud de onda y cantidades menores de luz de las primera y segunda longitudes de onda. Por el contrario, cuando los pulsos de las primera y segunda cadenas de pulsos no se superponen temporalmente, los primer y segundo campos ópticos se propagan a través del medio no lineal sin generar el tercer campo óptico. Por consiguiente, la salida del medio no lineal se compone entonces de las cadenas de pulsos de los primer y segundo campos ópticos, es decir, en las primera y segunda longitudes de onda. En consecuencia, provocando que se produzca selectivamente el proceso no lineal para generar el tercer campo óptico, el sistema puede conmutar entre una salida de láser que incluye la tercera longitud de onda y una salida de láser que solo incluye las primera y segunda longitudes de onda. Se apreciará que, en algunos modos de realización, puede ser posible suprimir completamente la generación del tercer campo óptico, a saber, por la desalineación temporal apropiada de los pulsos en el medio no lineal. Sin embargo, cuando la superposición temporal se ajusta de modo que se genera el tercer campo óptico, la salida del medio no lineal típicamente todavía incluirá contribuciones del primer y/o el segundo campo óptico, aunque típicamente en menor medida. Las primera y segunda longitudes de onda pueden ser iguales o pueden ser diferentes entre sí. En el último caso, el sistema láser médico puede incluir además uno o más selectores de salida para seleccionar el primer campo óptico y/o el segundo campo óptico y/o el tercer campo óptico que se va a administrar al puerto de salida. De esta manera, se pueden administrar las longitudes de onda pertinentes para el tratamiento de la piel a un puerto de salida del sistema láser médico, mientras que se puede bloquear cualquier longitud de onda no deseada.

Los modos de realización del sistema láser médico divulgado en el presente documento permiten una conmutación muy rápida entre la radiación de salida que incluye el tercer campo óptico y la radiación de salida que solo incluye el primer y el segundo campo óptico. Si se desea la selección entre los primer y segundo campos ópticos, o una supresión sustancialmente completa de los primer y segundo campos ópticos, esto se puede lograr por selectores de salida, por ejemplo, filtros adicionales, espejos u otros dispositivos, por ejemplo, obturadores en las trayectorias del haz de los primer y/o segundo campos ópticos. En algunos modos de realización, la selección de la longitud

de onda controlando la superposición de pulsos temporal en el medio no lineal reduce o incluso elimina la necesidad de selectores de salida adicionales.

No obstante, el sistema láser incluye uno o más selectores de salida. El selector de salida puede incluir uno o más filtros ópticos, por ejemplo, un filtro de paso alto, paso bajo o paso banda, configurado para bloquear selectivamente la primera y/o la segunda longitud de onda y/o la tercera longitud de onda. En particular, el sistema láser médico comprende uno o más selectores de salida para bloquear selectivamente la radiación de la primera y/o la segunda longitud de onda y/o la tercera longitud de onda que se va a incluir en la radiación de salida del sistema láser; el circuito de control está configurado para activar selectivamente el/los selector(es) de salida en respuesta a un mandato de selección de longitud de onda, por ejemplo, moviendo selectivamente el/los selector(es) de salida dentro o fuera de la trayectoria del haz de la salida del medio no lineal y/o de otro modo moviendo, por ejemplo, girando, el selector de salida entre un estado activo y uno inactivo. El selector de salida se puede usar para la selección de longitud de onda en lugar de la selección de longitud de onda en base a la sincronización selectiva de los pulsos láser, o se puede usar como un selector de salida adicional. El selector de salida puede ser controlable para llevarse selectivamente hacia un primer estado y un segundo estado. Cuando el selector de salida está en el primer estado, se permite que una primera selección de una o más de la primera, segunda y tercera longitudes de onda pasen por el selector de salida. Cuando el selector de salida está en el segundo estado, se permite que una segunda selección de una o más de la primera, segunda y tercera longitudes de onda pasen por el selector de salida, siendo la segunda selección diferente de la primera selección. Se apreciará que algunos modos de realización de un selector de salida pueden tener dos o más estados para permitir que la selección de múltiples subconjuntos de longitudes de onda se bloqueen o bien se les permita el paso.

En algunos modos de realización, el selector de salida comprende un selector de espejos y una pluralidad de espejos de selección, estando configurado el selector de espejos para situar selectivamente cualquiera de los espejos de selección de modo que el primer campo óptico, el segundo campo óptico y el tercer campo óptico incidentes se dividan en campos reflejados y campos transmitidos, y en los que al menos uno de los campos reflejados o los campos transmitidos se administra(n) al puerto de salida. Por tanto, usando una pluralidad de espejos de selección que tienen diferente reflectancia y/o transmitancia en la primera, la segunda y la tercera longitud de onda, se pueden controlar las longitudes de onda administradas al puerto de salida. De esta manera se logra un selector de salida que es en particular adecuado para altas potencias máximas ópticas. En modos de realización alternativos, el selector de salida puede comprender una o más rejillas u otros dispositivos para separar espacialmente los primer, segundo y tercer campos ópticos, individualmente o en combinaciones.

El experto en la técnica apreciará que el selector de espejos se puede accionar de múltiples maneras, por ejemplo, manualmente por un dial, por un motor paso a paso, por un engranaje.

Si bien el control selectivo de la superposición de pulsos temporal en el medio no lineal permite un control de exposición rápido y eficaz y reduce, o incluso elimina, la necesidad de un dispositivo de control de exposición adicional, se apreciará que algunos modos de realización del sistema láser médico divulgado en el presente documento no obstante puede comprender un dispositivo de control de exposición. El dispositivo de control de exposición se puede usar para el control de exposición en lugar del control de exposición en base a la sincronización selectiva de los pulsos láser, o se puede usar como un control de exposición adicional. Los ejemplos de dispositivos de control de exposición adecuados son un obturador mecánico, un dispositivo acustoóptico que puede desviar el haz emitido hacia un vertedero de haz, un dispositivo electroóptico que puede modificar el estado de polarización del haz en combinación con un dispositivo que puede pasar un estado de polarización dado hacia el puerto de salida del sistema láser, mientras que puede desviar el estado de polarización ortogonal hacia un vertedero de haz.

En algunos modos de realización, el sistema láser comprende un dispositivo de control de exposición y un selector de salida, por ejemplo, controlable por el circuito de control. En algunos modos de realización, el circuito de control se puede configurar, cuando se activa el selector de salida en respuesta a un mandato de selección de longitud de onda, para activar inicialmente el dispositivo de control de exposición para bloquear la emisión de radiación desde el sistema láser antes de activar el selector de salida para que para bloquear selectivamente y/o seleccionar una o más de las primera, segunda y tercera longitudes de onda. La activación provoca que el estado del selector de salida cambie de un primer estado a un segundo estado, por ejemplo, moviendo un espejo, filtro, etc., de una posición y/u orientación a otra posición y/u orientación. Una vez que el selector de salida ha alcanzado el segundo estado, el circuito de control se puede configurar para desactivar el dispositivo de control de exposición para permitir que la radiación se emita de nuevo desde el sistema láser. El dispositivo de control de exposición puede ser un obturador, tal como un obturador mecánico, y la activación del dispositivo de control de exposición puede implicar cerrar el obturador mientras que la desactivación del dispositivo de control de exposición puede implicar abrir el obturador.

En algunos modos de realización, el dispositivo de control de exposición se puede situar corriente abajo del selector de salida a lo largo de la trayectoria de la radiación, en particular a lo largo del tercer eje óptico. En otros modos de realización, el dispositivo de control de exposición se puede situar corriente arriba del selector de salida a lo largo de la trayectoria de la radiación, en particular a lo largo del tercer eje óptico. En el último caso, el dispositivo

de control de exposición evita, cuando se activa, que la radiación incida en el selector de salida durante la transición entre los estados respectivos del selector de salida. Esto puede ser beneficioso para evitar que los componentes, por ejemplo, los montajes de filtros o espejos, se dañen cuando se mueven a través de la trayectoria de la radiación.

5 Se apreciará que los primer y segundo campos ópticos no necesitan tener diferentes longitudes de onda. De forma alternativa, o adicionalmente a diferentes longitudes de onda, los primer y segundo campos ópticos pueden diferir entre sí en uno o más de otros parámetros, por ejemplo, en su polarización. En general, dos campos ópticos pueden diferir entre sí en uno o más parámetros. Por ejemplo, pueden tener diferente longitud de onda y/o diferente polarización.

10 En algunos modos de realización, el sistema láser médico comprende un dispositivo de administración de radiación portátil que define al menos un puerto de salida óptico para administrar dicho primer y/o segundo y/o tercer campo óptico a una salida. En algunos modos de realización, el sistema láser médico está configurado para administrar selectivamente dichos primer, segundo y/o tercer campos ópticos por dicho puerto de salida óptico. En particular, 15 en algunos modos de realización, el sistema láser médico está configurado para administrar selectivamente dichos primer, segundo y/o tercer campos ópticos a una pluralidad de localizaciones objetivo, por ejemplo, para administrar selectivamente un campo óptico de diferentes longitudes de onda a diferentes localizaciones objetivo. Es una ventaja de los modos de realización del sistema láser médico descrito en el presente documento que la generación del tercer campo óptico se puede suprimir selectivamente mientras se ajusta el sistema de 20 administración óptico para irradiar una nueva localización objetivo, por ejemplo, moviendo uno o más componentes ópticos, por ejemplo, un espejo, para dirigir la salida del sistema láser médico a una nueva localización objetivo dentro del área objetivo. En consecuencia, se evita la irradiación de áreas de la piel distintas de las localizaciones objetivo deseadas (por ejemplo, mientras se mueve entre localizaciones objetivo).

25 En algunos modos de realización, el dispositivo de administración de radiación portátil está conectado ópticamente a una salida del medio no lineal por un componente de administración de haz. De esta manera, la salida óptica desde las fuentes de láser y el medio no lineal se pueden administrar convenientemente a un punto de tratamiento, por ejemplo, en la piel de un paciente. En algunos modos de realización, el componente de administración de haz comprende al menos una guía de ondas óptica, una fibra óptica, un brazo articulado y/o al menos un primer espejo 30 de administración. De esta manera, se puede lograr un sistema láser en particular fácil de usar. En un modo de realización del sistema láser, la fibra tiene un diámetro de núcleo en el intervalo de aproximadamente 50  $\mu\text{m}$  a aproximadamente 1000  $\mu\text{m}$ .

35 En algunos modos de realización, el dispositivo de administración de radiación portátil se puede configurar para hacer un barrido de la luz láser en un patrón preestablecido de áreas de piel objetivo individuales que cubren dicha área de tratamiento. De forma alternativa, el área de tratamiento puede ser un área de piel objetivo única.

40 En modos de realización alternativos, el dispositivo de administración de radiación no es necesariamente portátil. En cambio, el dispositivo de administración de radiación puede tener, por ejemplo, la forma de un accesorio o elemento de montaje para unir, montar o fijar el dispositivo de administración de radiación en relación con el área objetivo, por ejemplo, como un accesorio que se va a unir o de otro modo situar de forma fija en relación con el cuerpo de un paciente.

45 Para el propósito de la presente descripción, el término conmutador Q pretende comprender cualquier dispositivo operativo para modular un factor de calidad del resonador láser. Se apreciará que existen una variedad de tipos de conmutadores Q, incluyendo, por ejemplo, conmutadores Q activos y pasivos y/o conmutadores Q que emplean una variedad de tecnologías.

50 En algunos modos de realización, cada una de las primera y segunda fuentes de láser incluye un resonador láser respectivo y un conmutador Q respectivo. El primer conmutador Q puede ser del tipo activo y el segundo conmutador Q puede ser del tipo activo o pasivo.

55 En algunos modos de realización, cada uno de los primer y segundo conmutadores Q es un conmutador Q activo. En algunos modos de realización, cada uno de los primer y segundo conmutadores Q está controlado por el circuito de control, por ejemplo, activado por una señal de activación respectiva proporcionada por el circuito de control. De este modo, las primera y segunda fuentes de láser se pueden conmutar con conmutador Q individualmente para que funcionen como emisores de láser pulsado que funcionan individualmente. Por consiguiente, en algunos modos de realización, el circuito de control está configurado para controlar el funcionamiento de los primer y segundo conmutadores Q para ajustar un cronometraje relativo de los pulsos láser de la primera cadena de pulsos 60 y los pulsos láser de la segunda cadena de pulsos en respuesta a la propiedad detectada. En particular, en algunos modos de realización, el circuito de control comprende un circuito de retardo ajustable; en los que el circuito de control está configurado para generar una señal de activación y para enviar la señal de activación a uno de los primer y segundo conmutadores Q y al circuito de retardo ajustable; en los que el circuito de retardo ajustable está configurado para enviar una versión retardada de la señal de activación, retardada por un retardo ajustable en 65 relación con la señal de activación, al otro de los primer y segundo conmutadores Q; y en los que el circuito de control está configurado para ajustar el retardo ajustable en respuesta a la propiedad detectada. La señal de

activación se puede generar por un reloj maestro. La señal de activación se puede enviar al primer conmutador Q y una señal de activación retardada al segundo conmutador Q o viceversa, es decir, la señal de activación se puede enviar al segundo conmutador Q y una señal de activación retardada al primer conmutador Q.

5 En algunos modos de realización, el segundo conmutador Q es del tipo pasivo. Los conmutadores Q pasivos adecuados pueden ser cualquier tipo de conmutador Q que comprenda un medio con una transmitancia inicial y una transmitancia final, en los que el cambio en la transmitancia se provoca esencialmente por la intensidad óptica del campo óptico que se propaga a través del conmutador Q. Un ejemplo de un conmutador Q pasivo de este tipo es un absorbente saturable. En un modo de realización del sistema láser médico, el conmutador Q pasivo  
10 comprende Cr:YAG, V:YAG y/o Cr:forsterita. Esta elección de material de conmutador Q pasivo es adecuada para las primera y segunda longitudes de onda en el intervalo de 1000-1400 nm. Otras opciones de materiales de conmutadores Q pasivos, por ejemplo, para su uso en otras longitudes de onda, son conocidos fácilmente por el experto en la técnica. Véase por ejemplo: W. Koechner, "Solid-State Laser Engineering", sexta edición, Springer Inc., 2006.

15 Por tanto, se puede configurar un segundo conmutador Q pasivo para proporcionar una segunda cadena de pulsos de pulsos láser de una tasa de repetición de pulsos predeterminada, por ejemplo, determinada por el diseño de la segunda fuente de láser. Por tanto, se puede usar la segunda cadena de pulsos como una señal de reloj en base a la que se configura el circuito de control para generar la señal de activación para controlar el primer conmutador Q activo.  
20

Naturalmente, también se puede concebir un sistema láser, en el que una o ambas fuentes de láser comprenden uno o más conmutadores Q adicionales, por ejemplo, siendo todos los conmutadores Q adicionales pasivos, siendo todos activos o siendo algunos pasivos y siendo algunos activos.  
25

Aún, de forma alternativa, la segunda fuente de láser puede ser un tipo diferente de fuente de láser pulsado para crear luz láser pulsada, por ejemplo, sin emplear un conmutador Q. En general, una fuente de láser pulsado a la que se puede sincronizar una fuente de láser conmutado con conmutador Q para, por ejemplo, generar un tercer campo óptico, se puede pulsar por otros medios distintos de un conmutador Q. Los ejemplos de dichos láseres pulsados son láseres conmutados en ganancia, de los que los ejemplos son los láseres semiconductores conmutados en ganancia. La conmutación en ganancia se puede lograr, por ejemplo, modulando la corriente de excitación para un láser de diodo, o modulando la intensidad de la luz de excitación/bomba óptica para un láser de disco semiconductor.  
30

Otro ejemplo de un láser conmutado en ganancia puede ser un láser basado en cristal o un material de ganancia de láser basado en vidrio donde la bomba óptica/luz de excitación se puede modular en intensidad.  
35

En un modo de realización, la segunda fuente de láser a la que se puede sincronizar una fuente de láser conmutado con conmutador Q para generar un tercer campo óptico puede incluir múltiples etapas de generación de pulsos ópticos y amplificación posterior, por ejemplo, una fuente de láser de amplificador de potencia de oscilador maestro. Un ejemplo de dicho sistema es un amplificador de potencia de fibra sembrado por un láser de diodo pulsado. En otro ejemplo, el amplificador de potencia puede ser cualquier otro amplificador óptico, por ejemplo, un amplificador basado en medios de ganancia de cristal o vidrio o un amplificador basado en semiconductores.  
40

En dichos modos de realización, el circuito de control puede generar la señal de reloj tanto para el sistema láser pulsado conmutado en ganancia como para el sistema láser pulsado conmutado con conmutador Q. La señal de reloj retardada asimismo se puede enrutar al sistema láser pulsado conmutado en ganancia o bien al sistema láser pulsado conmutado con conmutador Q, o las señales de reloj procesadas o retardadas se pueden enrutar a los sistemas láser tanto conmutado en ganancia como conmutado con conmutador Q.  
45

50 En algunos modos de realización, la segunda fuente de láser comprende un segundo resonador láser y al menos un segundo medio de ganancia para generar el segundo campo óptico. El medio de ganancia del primer y/o el segundo resonador láser puede ser un medio basado en cristal y/o basado en vidrio y/o basado en fibra. Por ejemplo, los materiales de ganancia basados en cristales pueden tener la forma de losas, varillas, bloques, fibras o discos delgados. En general, el medio de ganancia del primer y el segundo resonador láser se puede configurar para proporcionar una ganancia en la primera o la segunda longitud de onda, respectivamente. Además, los medios de ganancia se pueden configurar para mantener el nivel de potencia óptica dentro de un resonador de la fuente de láser correspondiente en funcionamiento.  
55

60 En algunos modos de realización, al menos uno del primer medio de ganancia y/o el segundo medio de ganancia comprende(n) un cristal dopado con tierras raras. Tanto el primer medio de ganancia como el segundo medio de ganancia pueden comprender cristales dopados con tierras raras. Asimismo, cualquier medio de ganancia adicional en un resonador de la primera o la segunda fuente de láser puede comprender cristales dopados con tierras raras. En modos de realización alternativos, el primer medio de ganancia y/o el segundo medio de ganancia pueden ser cualquiera de los siguientes: un cristal, un medio de ganancia gaseoso, un medio de ganancia en tinte,  
65

un medio de ganancia en cristal, un medio de ganancia en fase sólida o un medio de ganancia en láser semiconductor.

En algunos modos de realización, el cristal dopado con tierras raras comprende al menos un material huésped dopado con Nd tal como Nd:YAG, Nd:YAP y/o Nd:GdVO<sub>4</sub>. En modos de realización alternativos, el medio de ganancia comprende otros dopantes de tierras raras o metales de transición, tales como Er, Cr, Ho, Yb, Tm. Otros materiales huéspedes adecuados pueden ser materiales de vidrio o cristal tales como KGW, YVO<sub>4</sub>, YLF, forsterita, LiCAF, ZBLAN u otros vidrios de fluoruro o sílice. Otras opciones de medios de ganancia y materiales huéspedes, por ejemplo, para su uso en otras longitudes de onda, son conocidos para el experto en la técnica. Véase por ejemplo: W. Koechner, "Solid-State Laser Engineering", sexta edición, Springer Inc., 2006.

En algunos modos de realización, el primer resonador láser comprende al menos un primer medio de ganancia adicional y/o el segundo resonador láser comprende al menos un segundo medio de ganancia adicional. De esta manera, las ventajas de diferentes medios de ganancia se pueden combinar dentro de un único resonador láser.

Cada fuente de láser puede comprender otros componentes ópticos, tales como una lente, un espejo u otros componentes ópticos pasivos o activos, por ejemplo, para dar forma al campo óptico. En particular, el primer resonador láser puede comprender un primer elemento reflectante y un primer acoplador de salida parcialmente reflectante. De forma similar, el segundo resonador láser puede comprender un segundo elemento reflectante y un segundo acoplador de salida parcialmente reflectante. En algunos modos de realización, el primer elemento reflectante comprende un espejo y/o el segundo elemento reflectante comprende un espejo. Por tanto, se puede lograr un resonador láser eficaz, puesto que el experto en la técnica dispone de una amplia gama de espejos adecuados. El espejo puede ser plano, convexo o cóncavo, dependiendo de, por ejemplo, el requisito de enfoque del haz, para superar potencias máximas altas, etc. En algunos modos de realización, el primer elemento reflectante y/o el segundo elemento reflectante es/son una rejilla, tal como una rejilla de Bragg de fibra o una rejilla de volumen.

El primer medio de ganancia se puede configurar para generar el primer campo óptico a lo largo de un primer eje óptico, por ejemplo, como se define por el primer resonador láser. La segunda fuente de láser se puede configurar para generar el segundo campo óptico a lo largo de un segundo eje óptico, por ejemplo, como se define por el segundo resonador láser. El al menos un medio no lineal se puede configurar para generar al menos el tercer campo óptico a lo largo de un tercer eje óptico. Un eje óptico se ha de entender aquí como una línea imaginaria que define la trayectoria a lo largo de la que se propaga la luz a través del sistema. El eje se puede desviar, por ejemplo, por un espejo u otros componentes ópticos. En algunos modos de realización, el primer resonador láser y el segundo resonador láser se disponen para tener ejes ópticos sustancialmente superpuestos en una sección común sobre al menos una parte de una longitud del primer resonador láser y una parte de una longitud del segundo resonador láser y en los que el primer acoplador de salida y el segundo acoplador de salida se proporcionan como un acoplador de salida común. De esta manera, se puede lograr un sistema compacto, puesto que se pueden compartir uno o más componentes ópticos entre los dos resonadores láser.

En algunos modos de realización, los primer y segundo campos ópticos se propagan a través del medio no lineal sustancialmente paralelos, es decir, de modo que, en el medio no lineal, el primer eje óptico es paralelo a, por ejemplo, incluso coincide con, el segundo eje óptico. En consecuencia, el tercer eje óptico puede ser paralelo a, por ejemplo, coincidir con, los primer y segundo ejes ópticos en una salida del medio no lineal. Los primer, segundo y tercer campos ópticos, por tanto, se pueden acoplar convenientemente en un dispositivo de administración de radiación y dirigirse a un área objetivo bien definida. Además, de esta manera se proporciona un proceso de conversión eficaz en el medio no lineal.

Por ejemplo, el primer acoplador de salida puede ser un primer espejo que tiene una reflectancia en la primera longitud de onda de al menos aproximadamente un 60 %, tal como al menos aproximadamente un 65 %, al menos aproximadamente un 70 %, al menos aproximadamente un 75 % o al menos aproximadamente un 80 %, al menos aproximadamente un 85 % o al menos aproximadamente un 90 %, o incluso al menos aproximadamente un 95 %. De forma similar, el segundo acoplador de salida puede ser un segundo espejo que tiene una reflectancia en la segunda longitud de onda de al menos aproximadamente un 60 %, tal como al menos aproximadamente un 65 %, al menos aproximadamente un 70 %, al menos aproximadamente un 75 % o al menos aproximadamente un 80 %, al menos aproximadamente un 85 % o al menos aproximadamente un 90 %, o incluso al menos aproximadamente un 95 %. De forma similar, un acoplador de salida común puede tener dicha reflectancia en cada una de las primera y segunda longitudes de onda. Dichos espejos se crean fácilmente por técnicas conocidas, y se pueden obtener, por ejemplo, recubriendo sustratos transparentes no absorbentes con múltiples capas de materiales dieléctricos tales como fluoruros y óxidos.

Cada uno de los primer y segundo campos ópticos puede tener longitudes de onda iguales o diferentes. En algunos modos de realización, una de las primera y segunda fuentes de láser se adapta para emitir láser con una primera longitud de onda en el intervalo de aproximadamente 1020 nm a aproximadamente 1080 nm, por ejemplo, a 1064 nm, y la otra de las primera y segunda fuentes de láser se adapta para emitir láser con una segunda longitud de onda en el intervalo de aproximadamente 1300 nm a aproximadamente 1350 nm, por ejemplo, 1319 nm. La luz

dentro de estos intervalos de longitud de onda es en particular útil en tratamientos de diversas dermatopatías. A lo largo de este documento, la longitud de onda de un campo óptico se ha de entender como la longitud de onda de vacío del campo.

5 En algunos modos de realización, el medio no lineal comprende al menos un cristal no lineal. En un modo de realización alternativo, el medio no lineal comprende dos, tres o más cristales no lineales. De esta manera, se pueden mitigar problemas tales como la conversión inversa del primer campo óptico de vuelta al primer campo óptico y/o al segundo campo óptico. En modos de realización alternativos, el medio no lineal comprende una fibra altamente no lineal.

10 En algunos modos de realización, el cristal no lineal se elige de LBO, BBO, KTP, BiBO periódicamente polarizado (PP), LN o LT. Estas elecciones de cristales no lineales son adecuadas para la generación de luz en el intervalo visible, por ejemplo, luz amarilla a partir de luz infrarroja.

15 La interacción no lineal puede ser una generación de frecuencia de suma (SFG), una generación de frecuencia de diferencia (DFG) o una generación de segundo armónico (SHG). En algunos modos de realización, el medio no lineal está configurado para generar el tercer campo óptico por generación de frecuencia de suma o generación de frecuencia de diferencia a partir del primer campo óptico y el segundo campo óptico, en particular cuando los primer y segundo campos ópticos tienen diferentes longitudes de onda. De esta manera, el tercer campo óptico se puede generar convenientemente a partir de los primer y segundo campos ópticos. Además, esta elección de proceso no lineal puede aliviar las dificultades para obtener luz láser en longitudes de onda más cortas, por ejemplo, dentro del intervalo visible, generando esta luz a partir de luz en longitudes de onda más largas, por ejemplo, en el intervalo infrarrojo. En algunos modos de realización, la tercera longitud de onda está entre 570 nm y 620 nm, por ejemplo, 589 nm.

25 En algunos modos de realización, el sistema láser médico comprende al menos una fuente de bombeo óptico para bombear ópticamente el primer medio de ganancia y/o el segundo medio de ganancia. En algunos modos de realización, el sistema láser médico comprende al menos una primera fuente de bombeo óptico para bombear el primer medio de ganancia y al menos una segunda fuente de bombeo óptico para bombear el segundo medio de ganancia. De esta manera, se puede lograr un sistema simple, en el que el control de la potencia óptica en el primer campo óptico y el segundo campo óptico se puede controlar individualmente ajustando la potencia de la primera fuente de bombeo o la segunda fuente de bombeo, respectivamente.

30 En algunos modos de realización, el primer medio de ganancia se bombea sustancialmente a lo largo del primer eje óptico y/o el segundo medio de ganancia se bombea sustancialmente a lo largo del segundo eje óptico. El bombeo final de los medios de ganancia de esta manera es en general más eficaz que el bombeo, por ejemplo, normal al eje óptico. En modos de realización alternativos, el primer medio de ganancia y/o el segundo medio de ganancia se bombean lateralmente.

35 En algunos modos de realización, la o cada fuente de bombeo comprende uno o más diodos láser. Dichos diodos son tanto económicos como mecánicamente sólidos y son prácticamente libres de mantenimiento. En particular, en algunos modos de realización, el uno o más diodos láser de una fuente de bombeo emite(n) luz láser con una longitud de onda en el intervalo de aproximadamente 800 nm a aproximadamente 900 nm, tal como de aproximadamente 805 nm a aproximadamente 815 nm o de aproximadamente 880 nm a aproximadamente 890 nm, o incluso aproximadamente 808 nm o aproximadamente 885 nm. En modos de realización alternativos, el sistema láser médico comprende dos fuentes de bombeo, uno o más diodos láser de una fuente de bombeo emite(n) luz láser con una longitud de onda diferente, tal como entre 900 nm y 1000 nm.

40 En algunos modos de realización, el sistema láser médico comprende dos fuentes de bombeo que emiten luz láser en longitudes de onda respectivas, por ejemplo, de modo que los primer y segundo medios de ganancia se bombean en longitudes de onda respectivas.

45 Los modos de realización del sistema láser médico divulgado en el presente documento son en particular, aunque no exclusivamente, adecuados como sistema láser dermatológico, por ejemplo, para el tratamiento cosmético de la piel. En consecuencia, en algunos modos de realización, el sistema láser médico está configurado para el tratamiento cosmético de la piel, tal como el tratamiento puramente cosmético de arrugas o líneas finas en la piel, eliminación de pecas, etc. En algunos modos de realización, el tratamiento cosmético es fotorrejuvenecimiento de la piel. Con este fin, en algunos modos de realización, el sistema láser médico está configurado para irradiar un área de piel objetivo seleccionable por el usuario con luz láser que tiene una, dos, tres o más longitudes de onda distintas simultáneamente o en sucesión por medio de un dispositivo portátil de administración de radiación. Administrando más de una longitud de onda simultáneamente o en rápida sucesión, se puede lograr un tratamiento mejorado.

50 En algunos modos de realización, el sistema láser médico está configurado para irradiar el área de piel objetivo por una o más ráfagas de luz láser pulsada, comprendiendo cada ráfaga una cadena de pulsos de pulsos láser,

teniendo la luz láser uno o más componentes de longitud de onda adecuados para calentar constituyentes de la piel.

5 En algunos modos de realización, la tercera longitud de onda se elige del intervalo de aproximadamente 510 nm a aproximadamente 620 nm, tal como de aproximadamente 510 nm a aproximadamente 600 nm. En algunos modos de realización, una o ambas de las primera y segunda longitudes de onda se eligen del intervalo de aproximadamente 1020 nm a aproximadamente 1080 nm y/o del intervalo de aproximadamente 1300 nm a aproximadamente 1350 nm. En otros modos de realización, se pueden usar otras longitudes de onda.

10 En algunos modos de realización, la tercera longitud de onda se elige del intervalo de aproximadamente 570 nm a aproximadamente 600 nm, una de las primera y segunda longitudes de onda se elige del intervalo de aproximadamente 1020 nm a aproximadamente 1080 nm, y la otra de las primera y segunda longitudes de onda se elige del intervalo de aproximadamente 1300 nm a aproximadamente 1350 nm, tal como aproximadamente 589 nm, aproximadamente 1064 nm y aproximadamente 1319 nm, respectivamente o tal como aproximadamente 593 nm, aproximadamente 1064 nm y aproximadamente 1341 nm, respectivamente, o incluso tal como aproximadamente 598 nm, aproximadamente 1079 nm y aproximadamente 1341 nm. Estas longitudes de onda se pueden usar por separado en el tratamiento de diversos problemas de la piel y tienen diferentes maneras de interactuar con las capas de la piel debido a la diferente absorción/penetración de las longitudes de onda en las capas. Por ejemplo, se puede usar la luz con longitudes de onda en el intervalo de aproximadamente 570 nm a aproximadamente 600 nm para el tratamiento de vasos menores, pigmentación roja de la piel, hiperpigmentación y para estimular el crecimiento de colágeno. La luz con longitudes de onda de aproximadamente 1064 nm o aproximadamente 1079 nm tiene una muy buena penetración debido a la baja absorción en melanina, hemoglobina y agua y se puede usar para estimular el crecimiento de colágeno y tratar vasos que se encuentran más profundos. La luz con longitudes de onda de aproximadamente 1319 nm o 1350 nm tiene una buena penetración, pero una mayor absorción en agua y tejido adiposo que, por ejemplo, la luz de 1064 nm o 1079 nm, y se puede usar para mejorar la elasticidad de la piel y para estimular el crecimiento de colágeno. Un sistema láser que puede conmutar rápidamente entre múltiples longitudes de onda permite reducir el tiempo de tratamiento.

30 En otros modos de realización, la primera longitud de onda se elige del intervalo de aproximadamente 900 nm a aproximadamente 980 nm, por ejemplo, la primera longitud de onda se puede elegir para que sea 946 nm. La segunda longitud de onda se puede elegir del intervalo de aproximadamente 1350 nm a aproximadamente 1650 nm o del intervalo de aproximadamente 1500 nm a aproximadamente 1600 nm, por ejemplo, la segunda longitud de onda se puede elegir para que sea 1550 nm. Por ejemplo, la primera longitud de onda se puede elegir para que sea 1550 nm, por ejemplo, usando un medio de ganancia de Er:vidrio, y la segunda longitud de onda se puede elegir para que sea 946 nm, por ejemplo, usando un medio de ganancia de Nd:(YAG), dando como resultado, por tanto, una tercera longitud de onda de aproximadamente 587 nm. De forma alternativa, se puede usar un medio de ganancia de Er:fibra o de Cr+4 tal como Cr:YAG u otro medio de ganancia adecuado para proporcionar una primera longitud de onda en el intervalo de 1350 nm - 1650 nm, y se puede usar un medio de ganancia de Nd:xxx u otro medio de ganancia adecuado para proporcionar una segunda longitud de onda en el intervalo de 900 nm - 950 nm (por ejemplo, 914 nm o 946 nm).

45 Aún en otros modos de realización, la primera longitud de onda se elige del intervalo de aproximadamente 1100 nm a aproximadamente 1370 nm, tal como entre 1285 nm y 1370 nm. La segunda longitud de onda se puede elegir del intervalo de aproximadamente 1030 nm a aproximadamente 1080 nm, por ejemplo, 1064 nm o 1030 nm o incluso 1080 nm. Por ejemplo, se puede usar un medio de Cr+4 tal como Cr:forsterita (sintonizable) u otro medio de ganancia adecuado para proporcionar una longitud de onda en el intervalo de 1100 nm - 1370 nm y se puede usar un medio de ganancia dopado con Nd u otro medio adecuado para proporcionar una longitud de onda en el intervalo de 1030 nm - 1080 nm.

50 En algunos modos de realización, las primera y segunda longitudes de onda son iguales y los primer y segundo campos ópticos tienen diferentes estados de polarización, por ejemplo, vertical y horizontal. Por ejemplo, en algunos modos de realización, las primera y segunda longitudes de onda están en el intervalo de aproximadamente 1020 nm a aproximadamente 1080 nm, tal como 1064 nm. La tercera longitud de onda puede estar entre aproximadamente 510 nm y aproximadamente 540 nm, tal como 532 nm.

55 En algunos modos de realización, el sistema láser médico puede funcionar para alimentar más de dos campos ópticos en al menos un medio no lineal, por ejemplo, un primer, un segundo y un cuarto campo óptico. El cuarto campo óptico puede tener una cuarta longitud de onda que puede ser la misma longitud de onda que una o ambas de las primera y segunda longitudes de onda o una longitud de onda diferente de las primera y segunda longitudes de onda. El cuarto campo óptico puede estar en forma de una cuarta cadena de pulsos de pulsos láser a lo largo de un cuarto eje óptico. El cuarto eje óptico puede ser paralelo a, en el medio no lineal, por ejemplo, coincidir con, el primer y/o el segundo eje óptico.

65 Con este fin, el sistema láser puede incluir otra fuente de láser, por ejemplo, que incluye un resonador láser, otro medio de ganancia y otro conmutador Q, como se describe en relación con la primera o la segunda fuente de láser. La otra fuente de láser se puede bombear por otra fuente de bombeo. El otro conmutador Q se puede controlar

por la señal de control. Con este fin, la señal de control puede controlar el funcionamiento del otro conmutador Q por otro retardo ajustable.

El circuito de control se puede configurar, por tanto, para controlar el cronometraje relativo de los pulsos de la primera, la segunda y la cuarta cadena de pulsos (y opcionalmente aún de otras cadenas de pulsos). Cuando los pulsos láser de las primera y cuarta cadenas de pulsos se superponen temporalmente en el al menos un medio no lineal, se puede generar un quinto campo óptico por una interacción no lineal entre los primer y cuarto campos ópticos. De forma similar, alternativa o adicional, cuando los pulsos láser de las segunda y cuarta cadenas de pulsos se superponen temporalmente en el al menos un medio no lineal, se puede generar un sexto campo óptico por una interacción no lineal entre el segundo y el cuarto campos ópticos. En consecuencia, el circuito de control puede controlar selectivamente qué campo(s) óptico(s) se incluye(n) en la radiación de salida del sistema láser controlando los retardos relativos entre las cadenas de pulsos respectivas.

En un modo de realización, el al menos un medio no lineal comprende:

- un primer medio no lineal operativo para generar el tercer campo óptico a partir de los primer y segundo campos ópticos; y
- un segundo medio no lineal operativo para generar el quinto campo óptico a partir de los primer y segundo campos ópticos;

Los primer y segundo medios no lineales se pueden disponer de modo que los primer, segundo y cuarto campos ópticos se alimenten a través del primer medio no lineal y a continuación a través del segundo medio no lineal, conjuntamente con cualquier tercer campo óptico generado por el primer medio no lineal. Cuando los pulsos láser de los primer y segundo campos ópticos se superponen en el primer medio no lineal, la radiación de salida incluye el tercer campo óptico. Cuando los pulsos láser del primer y el cuarto campos ópticos se superponen en el segundo medio no lineal, la radiación de salida incluye el quinto campo óptico. En este ejemplo, el cronometraje relativo de las segunda y cuarta cadenas de pulsos se puede configurar de modo que no se superpongan en el primer o el segundo medios no lineales. Sin embargo, en otros ejemplos, su cronometraje relativo también puede ser ajustable para provocar que sus pulsos láser se superpongan selectivamente en al menos uno de los medios no lineales.

En general, los modos de realización del sistema láser médico divulgado en el presente documento proporcionan un tratamiento mejorado, mientras que se mantienen ventajas tales como compacidad, facilidad de uso y/o beneficios económicos del sistema láser.

En algunos modos de realización, el sistema láser médico está configurado para irradiar el área de piel objetivo en ráfagas de luz láser pulsada, teniendo cada ráfaga una duración en un intervalo de aproximadamente 0,5 ms a aproximadamente 1000 ms, tal como de aproximadamente 0,5 ms a aproximadamente 900 ms, tal como de aproximadamente 0,5 ms a aproximadamente 800 ms, tal como de aproximadamente 0,5 ms a aproximadamente 600 ms, tal como de aproximadamente 0,5 ms a aproximadamente 400 ms, tal como de aproximadamente 0,5 ms a aproximadamente 300 ms, tal como de aproximadamente 10 ms a aproximadamente 200 ms o incluso de aproximadamente 20 ms a aproximadamente 100 ms, o de aproximadamente 10 ms a aproximadamente 40 ms, o de aproximadamente 0,5 ms a aproximadamente 40 ms, tal como de aproximadamente 1 ms a aproximadamente 20 ms, tal como de aproximadamente 0,5 ms a aproximadamente 4 ms. La tasa de repetición de ráfagas puede variar considerablemente y, en algunos modos de realización, se puede seleccionar en el intervalo de 0,1 Hz a 20 Hz, tal como de 0,1 Hz a 10 Hz, tal como de 0,1 Hz a 5 Hz. En algunos modos de realización, pueden ser deseables tasas de repetición incluso menores o mayores. En algunos modos de realización, la tasa de repetición de pulsos entre los pulsos individuales de una ráfaga se puede seleccionar en el intervalo de 0,5 Hz a 500 kHz, tal como de 1 Hz a 500 kHz, tal como de 5 Hz a 500 kHz, tal como de 10 Hz a 200 kHz, tal como de 1 kHz a 100 kHz, por ejemplo, de 5 kHz a 30 kHz, tal como de 10 kHz a 20 kHz. Se apreciará que la elección de la tasa de repetición de pulsos puede depender de los componentes del sistema láser. La tasa de repetición de pulsos puede ser la misma para todos los campos ópticos. Sin embargo, en algunos modos de realización, la tasa de repetición de pulsos puede variar de un campo a otro y/o a lo largo del tiempo.

En algunos modos de realización, el sistema láser médico está configurado para administrar una exposición radiante total del área objetivo en un intervalo de aproximadamente 15 J/cm<sup>2</sup> a aproximadamente 150 J/cm<sup>2</sup> para cada longitud de onda distinta. En algunos modos de realización, el sistema láser médico está configurado para administrar una exposición radiante total del área objetivo en un intervalo de aproximadamente 5 J/cm<sup>2</sup> a aproximadamente 100 J/cm<sup>2</sup> por longitud de onda distinta, por ejemplo, en el intervalo de aproximadamente 5 J/cm<sup>2</sup> a aproximadamente 50 J/cm<sup>2</sup> para cada longitud de onda distinta.

En algunos modos de realización, el dispositivo portátil de administración de radiación está configurado para hacer un barrido del haz en un patrón de barrido de áreas de piel objetivo individuales que cubren un área de tratamiento. El patrón de barrido se puede preestablecer o puede ser seleccionable entre un número de patrones preprogramados, o incluso puede ser directamente programable, por ejemplo, por un usuario del sistema láser. En algunos modos de realización, el patrón de barrido es un patrón rectangular de "puntos" de áreas de piel objetivo

individuales, con un patrón que consiste en de 3 a 15 puntos en cada dirección, tal como, por ejemplo, un patrón de 5×5 o, por ejemplo, un patrón de 6×6 o, por ejemplo, un patrón de 7×7 o, por ejemplo, un patrón con densidad de puntos variable en el intervalo de 3 a 15 por de 3 a 15 puntos.

5 En algunos modos de realización, las áreas de piel objetivo individuales de dicho patrón de barrido se abordan con longitudes de onda alternas, por ejemplo, de modo que dos áreas de piel objetivo vecinas se irradian con diferentes longitudes de onda cuando se irradian en una secuencia directa inmediatamente después de la otra. Evitar la exposición en dos áreas de piel objetivo vecinas en secuencia, o al menos evitar la exposición con la misma longitud de onda, reduce el riesgo de daños generales en el área de tratamiento. En algunos modos de realización,  
10 un tiempo de permanencia en dichas posiciones de área de piel objetivo individual está en el intervalo de aproximadamente 0,5 ms a aproximadamente 100 ms, tal como entre 0,5 ms y 10 ms, por ejemplo, entre 0,5 ms y 4 ms.

15 En algunos modos de realización, el área de tratamiento barrida forma sustancialmente un rectángulo con una extensión a lo largo de cada lado en el intervalo de aproximadamente 3 mm a aproximadamente 10 mm, tal como, por ejemplo, un área de 3 mm por 3 mm o, por ejemplo, un área de 5 mm por 5 mm o, por ejemplo, un área de 5 mm por 10 mm o incluso, por ejemplo, un área de 10 mm por 10 mm.

20 En algunos modos de realización, se selecciona un tamaño, tal como un diámetro o la mayor extensión del área de piel objetivo, para que esté en el intervalo de aproximadamente 0,8 mm a aproximadamente 5,0 mm, tal como aproximadamente 1,0 mm, tal como aproximadamente 2,0 mm, tal como aproximadamente 3,0 mm o incluso tal como aproximadamente 4,0 mm. El tamaño del área de piel objetivo se puede definir por el tamaño del punto sobre la piel de la luz láser, es decir, el punto irradiado sobre la piel.

25 Como los modos de realización del sistema láser médico descritos en el presente documento facilitan una conmutación rápida y/o un control eficaz del tercer campo óptico, son en particular útiles para un control automático en tiempo real de la salida del sistema láser médico, por ejemplo, en base a mediciones del área objetivo y/o la salida de láser. Con este fin, el sistema láser puede incluir un sensor operativo para detectar o supervisar un efecto de la salida de láser en el área objetivo. A continuación, el circuito de control se puede configurar para controlar la  
30 generación del tercer campo óptico (en particular ajustando el retardo ajustable) en respuesta al efecto detectado o supervisado. Los ejemplos del efecto pueden ser la temperatura, la intensidad de la luz o similares. En algunos modos de realización, el sensor incluye una cámara configurada para captar imágenes del área objetivo durante el tratamiento, y el sistema láser médico se puede configurar para procesar una o más imágenes captadas por la cámara para determinar un efecto de la salida de láser en el área objetivo.

### 35 **Breve descripción de los dibujos**

Los aspectos anteriores y otros serán evidentes y se aclararán a partir de los modos de realización descritos en lo siguiente con referencia al dibujo en el que:

40 La FIG. 1 ilustra esquemáticamente un sistema láser médico.

La FIG. 2 ilustra esquemáticamente un sistema láser médico.

45 La FIG. 3 ilustra esquemáticamente un primer modo de realización de un sistema láser médico.

La FIG. 4 ilustra esquemáticamente el control del cronometraje relativo de los pulsos láser en el medio no lineal.

50 La FIG. 5 ilustra esquemáticamente aún otro modo de realización de un sistema láser médico.

La FIG. 6 ilustra esquemáticamente aún otro sistema láser médico.

La FIG. 7 ilustra el funcionamiento del sistema láser médico de la FIG. 6.

55 La FIG. 8 ilustra esquemáticamente aún otro modo de realización de un sistema láser médico.

La FIG. 9 ilustra esquemáticamente aún otro modo de realización de un sistema láser médico.

### 60 **Descripción detallada**

La FIG. 1 ilustra esquemáticamente un sistema láser médico. El sistema láser médico, en general designado por el número de referencia 100, comprende una primera fuente de láser 120 y una segunda fuente de láser 170. Tanto la primera fuente de láser 120 como la segunda fuente de láser 170 se pueden proporcionar en forma de cavidades respectivas u otros resonadores 128 y 178, respectivamente, para crear primer y segundo campos ópticos, respectivamente.

La primera fuente de láser 120 incluye un primer medio de ganancia 121 de un material huésped dopado con neodimio (Nd) tal como Nd:YAG, que puede emitir luz en la primera longitud de onda de 1064 nm. El primer medio de ganancia 121 está localizado en el interior del resonador 128 de la primera fuente de láser, en un primer eje óptico definido por el resonador 128. El resonador láser de la primera fuente de láser 120 está delimitado en un lado por un primer elemento reflectante 122, tal como un espejo. El resonador 128 de la primera fuente de láser está delimitado en un segundo lado por un primer acoplador de salida 123 parcialmente reflectante que es parcialmente reflectante con respecto al primer campo óptico para acoplar partes del campo láser circulante. El primer acoplador de salida es parcialmente reflectante en la primera longitud de onda de 1064 nm. Por ejemplo, en determinados modos de realización, la reflectancia de la luz con una longitud de onda de aproximadamente 1064 nm es de al menos aproximadamente un 60 %, tal como al menos aproximadamente un 65 % o al menos aproximadamente un 70 % o incluso al menos aproximadamente un 75 % o al menos aproximadamente un 80 %. Un acoplador de salida de este tipo se puede proporcionar como un espejo que se crea fácilmente por técnicas conocidas y se logra, por ejemplo, recubriendo sustratos transparentes no absorbentes con múltiples capas de materiales dieléctricos tales como fluoruros y óxidos. La primera fuente de láser emite el primer campo óptico 125 a la primera longitud de onda a lo largo del primer eje óptico.

De forma similar, la segunda fuente de láser 170 incluye un segundo medio de ganancia 171 en el interior del segundo resonador 178, en un segundo eje óptico 117 definido por el resonador 178 de la segunda fuente de láser 170. El segundo medio de ganancia comprende un material huésped dopado con Nd tal como Nd:YAG, que puede emitir luz a una segunda longitud de onda de 1319 nm. El resonador 178 de la segunda fuente de láser 170 está delimitado por un segundo elemento reflectante 172 y por un segundo acoplador de salida 173 parcialmente reflectante que se refleja parcialmente con respecto al segundo campo óptico para acoplar partes del campo láser circulante del resonador de la segunda fuente de láser. El segundo acoplador de salida es parcialmente reflectante en la segunda longitud de onda de 1319 nm. Por ejemplo, en determinados modos de realización, la reflectancia del segundo acoplador de salida a aproximadamente 1319 nm es al menos de aproximadamente un 85 %, tal como al menos aproximadamente un 90 % o incluso al menos aproximadamente un 95 %. La segunda fuente de láser emite el segundo campo óptico 175 a la segunda longitud de onda a lo largo del segundo eje óptico.

Si bien se muestran como cavidades completamente separadas en la FIG. 1, los resonadores de la primera fuente de láser 120 y la segunda fuente de láser 170 pueden compartir una parte de la cavidad denominada sección común. Dentro de la sección común, el primer eje óptico y el segundo eje óptico pueden ser sustancialmente coincidentes o paralelos.

Otros ejemplos de materiales de ganancia adecuados incluyen Nd:YAP que pueden emitir láser a aproximadamente 1079 nm o a aproximadamente 1341 nm, Nd:GdVO<sub>4</sub> que pueden emitir láser a aproximadamente 1064 nm o a aproximadamente 1341 nm, o Yb:YAG que emiten a aproximadamente 1030 nm. Aún otros ejemplos incluyen huéspedes cristalinos tales como YAG, forsterita, YAP, YVO<sub>4</sub>, LiCAF y KGW dopados con iones de tierras raras activas o metales de transición tales como Nd, Er, Yb, Cr y Ho. Opcionalmente, el huésped puede ser un vidrio de sílice o vidrio de fluoruro. No se requiere que el primer medio de ganancia 121 y el segundo medio de ganancia 171 sean del mismo tipo, tal como que el primer medio de ganancia 121 sea de Nd:YAG emitiendo a 1064 nm y el segundo medio de ganancia sea de Nd:YAP 171 emitiendo a 1341 nm. Otras combinaciones pueden ser adecuadas para usos particulares en los que se emplea el sistema láser 100 y serán fácilmente evidentes para los expertos en la técnica dado el beneficio de la presente divulgación.

En general, en algunos modos de realización, las longitudes de onda de los primer y/o segundo campos ópticos están en el intervalo de 1000 nm - 1250 nm, o 1150 nm - 1200 nm, por ejemplo, 1170 nm - 1190 nm, por ejemplo, 1178 nm o incluso 1020-1080 nm, por ejemplo, 1064 nm. La tercera longitud de onda puede estar en el intervalo de 500 nm - 625 nm, tal como 575 nm - 600 nm, tal como 585 nm - 595 nm, por ejemplo, 589 nm, o incluso 510 nm - 540 nm, por ejemplo, 532 nm.

El sistema láser médico comprende un primer conmutador Q 124 acoplado al primer medio de ganancia 121. Cuando se activa, el primer conmutador Q activo modifica el factor de calidad (Q) de resonancia para el primer medio de ganancia en la primera longitud de onda. El primer conmutador Q puede ser un modulador acustoóptico. El sistema láser incluye además un primer controlador 131, por ejemplo, un generador de RF o un modulador electroóptico controlado por un generador de alto voltaje. El primer controlador puede funcionar para activar el conmutador Q en respuesta a una señal de activación recibida.

De forma similar, el sistema láser médico comprende un segundo conmutador Q 174 acoplado al segundo medio de ganancia 171. Cuando se activa, el segundo conmutador Q activo modifica el factor de calidad (Q) de resonancia para el segundo medio de ganancia en la segunda longitud de onda. El segundo conmutador Q puede ser un modulador acustoóptico. El sistema láser incluye además un segundo controlador 132, por ejemplo, un generador de RF o un modulador electroóptico controlado por un generador de alto voltaje. El segundo controlador puede funcionar para activar el conmutador Q en respuesta a una señal de activación recibida.

De forma alternativa, uno de los conmutadores Q puede ser de tipo pasivo, que comprende, por ejemplo, Cr:YAG, V:YAG y/o Cr:forsterita.

El primer campo óptico y el segundo campo óptico se combinan para tener ejes ópticos sustancialmente comunes. Esto se puede lograr utilizando un combinador de haces 142, tal como un espejo dicróico que es esencialmente transparente para la primera o la segunda longitud de onda mientras refleja esencialmente la otra longitud de onda. Por ejemplo, el espejo es esencialmente transparente para la luz con una longitud de onda de aproximadamente 1064 nm, mientras que la reflectancia para la luz con una longitud de onda de aproximadamente 1319 nm es de al menos aproximadamente un 95 %, tal como al menos aproximadamente un 99 %. De este modo se pueden superponer los dos haces. Otro ejemplo de un combinador de haces es un prisma de dispersión. Otros ejemplos de combinadores de haces son las rejillas de reflexión y las rejillas de transmisión.

El sistema láser comprende un medio no lineal 140 para la conversión de generación de frecuencia de suma del primer campo óptico y el segundo campo óptico en el tercer campo óptico. El medio no lineal recibe los primer y segundo campos ópticos combinados del combinador de haces 142. El medio no lineal 140 para la generación de frecuencia de suma se implementa aquí por un cristal de LBO. Se puede disponer el LBO para coincidencia de fase no crítica. Una longitud típica del cristal de LBO está en el intervalo de aproximadamente 10 mm a aproximadamente 50 mm, tal como en el intervalo de aproximadamente 15 mm a aproximadamente 25 mm, o incluso aproximadamente 20 mm. En otros modos de realización, se pueden utilizar otros tipos de medios no lineales y/o se pueden emplear otros procesos no lineales.

El sistema láser comprende una primera fuente de bombeo 110 para bombear ópticamente el resonador de la primera fuente de láser y una segunda fuente de bombeo 160 para bombear ópticamente el resonador de la segunda fuente de láser. Las fuentes de bombeo pueden ser, por ejemplo, diodos láser acoplados por fibra. Las longitudes de onda de bombeo típicas pueden ser de aproximadamente 808 nm o aproximadamente 885 nm.

El sistema láser comprende además un circuito de control 130 para controlar los diversos componentes del sistema láser. En particular, el circuito de control puede funcionar para controlar el funcionamiento de las fuentes de bombeo y para generar una señal de activación para activar los conmutadores Q. El circuito de control se puede implementar, al menos en parte, por un microprocesador adecuado, como un componente de bucle de enganche de fase, una FPGA y CPLD y/o similares. El circuito de control se puede implementar como un único bloque funcional o como múltiples bloques funcionales. En particular, el circuito de control crea una señal de activación 134 que se envía al primer controlador 131 por medio de un circuito de retardo ajustable 133 y al segundo controlador 132. Por supuesto, de forma alternativa, el circuito de retardo se puede situar en la trayectoria de señal de la señal de activación de la señal de control al segundo controlador. Aún de forma alternativa, ambas señales de activación se pueden retardar por retardos ajustables respectivos. Los controladores 131 y 132 controlan los conmutadores Q respectivos para incrementar y disminuir alternativamente el factor de calidad de los medios de ganancia respectivos. En consecuencia, cada fuente de láser emite una secuencia (o cadena) de pulsos láser cortos. Las cadenas de pulsos respectivas alcanzan el medio no lineal 140. El circuito de control 130 puede controlar el retardo ajustable 133 de modo que los pulsos láser de la primera fuente de láser alcancen el medio no lineal al mismo tiempo que los pulsos láser correspondientes de la segunda fuente de láser, es decir, de modo que los pulsos láser de la primera fuente de láser coincidan (o al menos se superpongan temporalmente) con los pulsos respectivos de la segunda fuente de láser en el medio no lineal. En consecuencia, los pulsos láser de la primera y la segunda fuente de láser pueden interactuar en el medio no lineal para generar pulsos láser del tercer campo óptico. En consecuencia, el circuito de control 130 puede controlar el retardo ajustable 133 de modo que la luz láser 141 emitida por el medio no lineal 140 incluya luz del tercer campo óptico resultante del proceso no lineal. La cantidad de luz del tercer campo óptico depende de las condiciones de funcionamiento del medio no lineal así como de la cantidad de superposición temporal de los pulsos entrantes desde las primera y segunda fuentes de láser. En cualquier caso, la salida 141 del medio no lineal también puede incluir una determinada cantidad de luz en la primera y/o la segunda longitud de onda.

De forma alternativa, el circuito de control 130 puede controlar el retardo ajustable 133 de modo que, en el medio no lineal, los pulsos de la primera fuente de láser coincidan con espacios (pausas) entre pulsos de las segundas fuentes de láser, es decir, de modo que los pulsos de las primera y segunda fuentes de láser no se superpongan temporalmente en el medio no lineal. En consecuencia, con una configuración de este tipo del retardo ajustable, no se puede producir ninguna interacción eficaz entre los primer y segundo campos ópticos en el medio no lineal y la salida 141 del medio no lineal solo incluirá las cadenas de pulsos respectivas en las primera y segunda longitudes de onda.

Si se desea, se pueden separar por filtración las primera y/o segunda longitudes de onda de la salida 141 del medio no lineal, por ejemplo, por un selector de salida como se describe a continuación. Esto se puede hacer permanente o selectivamente, por ejemplo, en respuesta a una señal de selección de longitud de onda.

El circuito de control 130, por tanto, puede controlar el cronometraje relativo de los pulsos de la primera y la segunda fuente de láser ajustando el retardo ajustable 133. Como el retardo apropiado que provoca que los pulsos de las primera y segunda fuentes de láser coincidan puede cambiar a lo largo del tiempo, por ejemplo, debido a la deriva u otras inestabilidades de los diversos componentes del sistema láser, el circuito de control debe adaptar preferentemente de forma continua o al menos intermitentemente el retardo ajustable. Con este fin, el circuito de

control puede recibir una señal indicativa del cronometraje relativo de los pulsos en el medio no lineal y adaptar el retardo ajustable en base a la señal recibida.

5 Con este fin, el sistema láser médico de la FIG. 1 incluye un divisor de haz 136 que recibe la salida 135 del medio no lineal 140 y que dirige una parte menor de la salida 141 en la tercera longitud de onda (o de otro modo una parte menor de la salida del tercer campo óptico por el medio no lineal) hacia un fotodetector 135. La salida del fotodetector se alimenta al circuito de control 130 como una señal 137 que es indicativa de la intensidad del tercer campo óptico, es decir, indicativa de la eficacia del proceso no lineal en el medio no lineal. El circuito de control, por tanto, puede ajustar el retardo 133 para maximizar la intensidad detectada del tercer campo óptico. Se apreciará que se puede configurar el sistema láser de modo que el fotodetector 135 reciba y detecte la primera y/o la segunda longitud de onda y a continuación se pueda configurar el circuito de control para ajustar el retardo 133 para minimizar el contenido de la primera y/o la segunda longitud de onda en la salida 141 del medio no lineal 140.

15 Como se describirá con más detalle a continuación, el circuito de control también puede funcionar como un dispositivo de control de exposición, ya que el circuito de control puede desincronizar selectivamente los pulsos de las primera y segunda fuentes de láser para evitar que se genere el tercer campo óptico en el medio no lineal. En consecuencia, el dispositivo de control puede funcionar para encender y apagar selectivamente el tercer campo óptico. En algunos modos de realización, el circuito de control 130, por tanto, puede controlar selectivamente la generación del tercer campo óptico para generar ráfagas cortas de luz láser en la tercera longitud de onda, por ejemplo, ráfagas que incluyen una cadena de pulsos de uno o más pulsos. De esta manera, se pueden crear ráfagas de luz muy cortas, en particular ráfagas más cortas que 10 ms e incluso ráfagas de 1 ms o menos. Además, el circuito de control 130 puede encender o apagar el tercer campo óptico en respuesta a un mandato correspondiente, por ejemplo, en respuesta a un operario del sistema que inicia el funcionamiento en la tercera longitud de onda.

25 La FIG. 2 ilustra esquemáticamente otro sistema láser médico. El sistema láser médico de la FIG. 2 es similar al sistema láser médico mostrado en la FIG. 1 en cuanto a que comprende una primera fuente de bombeo 110, una segunda fuente de bombeo 160, una primera fuente de láser 120, una segunda fuente de láser 170, un combinador de haces 142, un medio no lineal 140, controladores 131 y 132 para accionar los conmutadores Q 124 y 174 respectivos de las primera y segunda fuentes de láser, respectivamente, un circuito de retardo ajustable 133 y un circuito de control 130, todo como se describe en relación con la FIG. 1.

35 En particular, como se describió en detalle con referencia a la FIG. 1, el circuito de control 130 controla el retardo ajustable 133 para controlar el cronometraje relativo de los pulsos láser de la primera fuente de láser y la segunda fuente de láser. Específicamente, el circuito de control puede funcionar para encender o apagar selectivamente la generación del tercer campo óptico. Con este fin, el circuito de control recibe una señal 137 en base a la que el circuito de control determina el ajuste de retardo apropiado que provoca que los pulsos de la primera fuente de láser se superpongan temporalmente con los pulsos correspondientes de la segunda fuente de láser.

40 En el presente sistema láser médico, la señal 137 se crea en base a las salidas medidas de las primera y segunda fuentes de láser respectivas. Con este fin, el sistema láser médico de la FIG. 2 comprende un primer divisor de haz 226 que dirige una parte menor del primer campo óptico 125 hacia un primer fotodetector 235. De forma similar, el sistema láser médico de la FIG. 2 comprende un segundo divisor de haz 276 que dirige una parte menor del segundo campo óptico 175 hacia un segundo fotodetector 236. Los fotodetectores 235 y 236 envían sus señales de detección respectivas a un circuito de detección de pulsos 238. El circuito de detección de pulsos detecta los pulsos láser de las cadenas de pulsos de los primer y segundo campos ópticos, respectivamente, y determina el desfase temporal entre los pulsos respectivos. A continuación, el circuito de detección de pulsos envía una señal 137 al circuito de control 130 indicativa del desfase temporal detectado. Cuando el circuito de control 130 va a provocar la generación del tercer campo óptico, el circuito de control, por tanto, puede seleccionar el retardo ajustable 133 de modo que se minimice el desfase temporal.

50 Es una ventaja de este sistema láser médico que la señal 137 indicativa del desfase temporal se puede producir independientemente de la generación del tercer campo óptico y, en particular, incluso cuando el desfase temporal es actualmente de modo que no se crea ningún tercer campo óptico en el medio óptico. En consecuencia, el circuito de control 130 puede determinar un valor exacto del retardo óptimo para la creación del tercer campo óptico incluso durante períodos de tiempo en los que el tercer campo óptico está apagado, es decir, durante períodos donde el circuito de control controla el retardo ajustable 133 de modo que no se crea ningún tercer campo óptico, por ejemplo, durante períodos donde el operario ha seleccionado el tratamiento con solo una o ambas de las primera y segunda longitudes de onda en lugar de la tercera longitud de onda. Este sistema láser médico permite, por tanto, un encendido rápido del tercer campo óptico incluso en situaciones en las que el retardo óptimo correspondiente para la generación del tercer campo óptico ha cambiado durante el período de apagado, por ejemplo, debido a la deriva térmica o similares.

65 La FIG. 3 ilustra esquemáticamente un primer modo de realización de un sistema láser médico. El sistema láser médico de la FIG. 3 corresponde al sistema láser médico mostrado en la FIG. 2 en cuanto a que comprende una primera fuente de bombeo 110, una segunda fuente de bombeo 160, una primera fuente de láser 120, una segunda

fuelle de láser 170, un combinador de haces 142, un medio no lineal 140, controladores 131 y 132 para accionar los conmutadores Q 124 y 174 respectivos de las primera y segunda fuentes de láser, respectivamente, un circuito de retardo ajustable 133, primer y segundo divisores de haz 226, 276, primer y segundo fotodetectores 235 y 236, un circuito de detección de pulsos 238 y un circuito de control 130, todo como se describe en relación con la FIG. 2.

El modo de realización de la FIG. 3 difiere del sistema láser médico de la FIG. 2 en cuanto a que el sistema láser médico de la FIG. 3 comprende además un selector de salida 380 situado en la trayectoria del haz de la salida 141 del medio no lineal 140. El selector de salida 380 está acoplado de forma funcional al circuito de control 130 de modo que el circuito de control controla el funcionamiento del selector de salida 380.

El selector de salida 380 se puede implementar como un selector de espejos que contiene una serie de espejos de selección. El selector de espejos está configurado, en respuesta a una señal de control del circuito de control 130 para situar un espejo de selección elegido para intersecar el primer eje óptico, el segundo eje óptico y el tercer eje óptico. A la salida del medio no lineal, los primer, segundo y tercer ejes ópticos pueden coincidir sustancialmente. El selector de espejos puede comprender una rueda con ranuras alrededor de la circunferencia, en la que están montados los espejos de selección. De forma alternativa, puede comprender una plataforma lineal con ranuras, en la que están montados los espejos de selección. Aún de forma alternativa, puede comprender un árbol con brazos o paletas montados radialmente apropiados para sujetar espejos. El selector de espejos puede comprender un motor paso a paso eléctrico, un motor lineal o un motor eléctrico. Para ayudar al posicionamiento exacto del selector de espejos, se puede usar, por ejemplo, un disco con ranuras en combinación con medios para leer ópticamente la posición del disco para establecer la posición del selector de espejos. Opcionalmente, se puede usar un contador electrónico para leer la posición del selector de espejos. Otros ejemplos de selectores de espejos son fácilmente evidentes para los expertos en la técnica dado el beneficio de la presente divulgación.

Se apreciará que la complejidad del selector de salida, por ejemplo, el número de espejos y las diferentes posiciones seleccionables, se simplifica cuando se puede encender y apagar el tercer campo óptico por el circuito de control ajustando el cronometraje relativo de los pulsos láser en el medio no lineal. Además, se puede realizar la inclusión selectiva de la tercera longitud de onda en la salida del sistema láser muy rápidamente por los modos de realización del sistema láser divulgados en el presente documento.

Por ejemplo, se pueden elegir los espejos de selección para posibilitar el control de qué campo óptico de los emitidos desde el sistema láser está/están disponible(s) en un puerto de salida. Por ejemplo, los campos ópticos transmitidos a través de los espejos de selección se enrutan al puerto de salida, mientras que los campos ópticos reflejados pasan a un vertedero de haz. De forma alternativa, los campos ópticos reflejados se enrutan al puerto de salida del sistema láser mientras que los campos ópticos transmitidos se pasan al vertedero de haz. En otra alternativa, tanto los campos ópticos reflejados como los transmitidos se usan como salida del sistema láser 100, por ejemplo, emitiéndose el campo óptico reflejado de un puerto de salida principal y emitiéndose el campo óptico reflejado de un puerto de salida secundario.

En un ejemplo, cuando los campos transmitidos se usan como salida del sistema láser, un primer espejo de selección puede tener una transmitancia en la tercera longitud de onda (por ejemplo, una longitud de onda de aproximadamente 589 nm) de al menos aproximadamente un 90 %, tal como al menos aproximadamente un 95 % o incluso aproximadamente un 99,5 %, y puede tener una reflectancia en la primera longitud de onda (por ejemplo, una longitud de onda de aproximadamente 1064 nm) de al menos aproximadamente un 50 %, tal como al menos aproximadamente un 75 %, tal como al menos aproximadamente un 90 % o incluso al menos aproximadamente un 99 %. Finalmente, el primer espejo de selección puede tener una reflectancia en la segunda longitud de onda (por ejemplo, una longitud de onda de aproximadamente 1319 nm) de al menos aproximadamente un 50 %, tal como al menos aproximadamente un 75 %, tal como al menos aproximadamente un 90 % o incluso al menos aproximadamente un 99 %.

Un segundo espejo de selección puede tener una transmitancia en las tercera y primera longitudes de onda de al menos aproximadamente un 90 %, tal como al menos aproximadamente un 95 % o incluso aproximadamente un 99,5 %, y puede tener una reflectancia en la segunda longitud de onda de al menos aproximadamente un 50 %, tal como al menos aproximadamente un 75 %, tal como al menos aproximadamente un 90 % o incluso al menos aproximadamente un 99 %.

Finalmente, un tercer espejo de selección puede tener una transmitancia en las tercera y segunda longitudes de onda de al menos aproximadamente un 90 %, tal como al menos aproximadamente un 95 % o incluso aproximadamente un 99,5 %, y puede tener una reflectancia en la primera longitud de onda de al menos aproximadamente un 50 %, tal como al menos aproximadamente un 75 %, tal como al menos aproximadamente un 90 % o incluso al menos aproximadamente un 99 %.

Se apreciará que también se puede implementar un selector de salida 380 en el sistema láser médico de la FIG. 1, por ejemplo, corriente arriba o corriente abajo del divisor de haz 136 de la FIG. 1.

Se apreciará además que los modos de realización del sistema láser pueden incluir componentes adicionales o alternativos. Por ejemplo, el sistema láser médico puede incluir un dispositivo portátil de administración de radiación, por ejemplo, como se describe en relación con la FIG. 5 a continuación. Algunos ejemplos de un sistema láser médico pueden incluir un obturador mecánico o de otro tipo o un elemento de control de exposición. Se entenderá además que algunos modos de realización del sistema láser médico pueden incluir otros elementos ópticos tales como lentes, elementos de redirección de haz, filtros, etc., todos ellos convencionales en la técnica.

La FIG. 4 ilustra esquemáticamente el control del cronometraje relativo de los pulsos láser en el medio no lineal en los sistemas láser médicos mostrados en una cualquiera de las FIGS. 1-3.

En particular, la FIG. 4A) muestra un ejemplo de una cadena de pulsos de la segunda fuente de láser, la FIG. 4B) muestra un ejemplo de una cadena de pulsos de la primera fuente de láser y la FIG. 4C) muestra un ejemplo de una cadena de pulsos correspondiente de pulsos láser del tercer campo óptico generado por el medio no lineal. Como se puede ver a partir de la FIG. 4A), los pulsos emitidos por la segunda fuente de láser son sustancialmente equidistantes en el tiempo, como se controla por una señal de activación maestra al segundo controlador que acciona el segundo conmutador Q. De forma similar, la FIG. 4B) ilustra que, durante los períodos donde el retardo ajustable se mantiene constante, los pulsos emitidos por la primera fuente de láser también son sustancialmente equidistantes, como se controla por la señal de activación maestra retardada al primer controlador que acciona el primer conmutador Q. El cronometraje relativo entre los pulsos de las primera y segunda fuentes de láser está controlado por la magnitud del retardo ajustable.

Específicamente, en el ejemplo de la FIG. 4, durante un período inicial 410, el cronometraje relativo se selecciona de modo que los pulsos de la primera y la segunda fuente de láser no coincidan (y ni siquiera se superpongan) en el tiempo. En consecuencia, como no hay primer y segundo campos ópticos coincidentes en el medio no lineal, no pueden interactuar entre sí en el medio no lineal. En consecuencia, no se crea luz láser del tercer campo óptico durante el período 410, como se ilustra en la FIG. 4C).

En el punto 411, se cambia el retardo ajustable, en este ejemplo, se reduce. El cambio en el retardo ajustable se selecciona de modo que, durante el período 402 posterior, los pulsos de la primera y la segunda fuente de láser realmente coincidan (o al menos se superpongan sustancialmente en el tiempo). En consecuencia, la interacción no lineal entre los primer y segundo campos ópticos puede tener lugar en el medio no lineal, dando como resultado la generación de pulsos láser correspondientes del tercer campo óptico, como se ilustra en la FIG. 4C).

En el punto 412 posterior, el retardo ajustable se cambia de nuevo (en este ejemplo se incrementa), para provocar de nuevo que los pulsos láser de la primera y la segunda fuente de láser no se superpongan temporalmente en el medio no lineal. Por consiguiente, durante el período 403 posterior, no se generan pulsos láser del tercer campo óptico, como se ilustra en la FIG. 4c).

Como es evidente a partir de la FIG. 4, ajustando selectivamente el retardo entre los pulsos láser de las primera y segunda fuentes de láser, respectivamente, se puede encender o apagar selectivamente el tercer campo óptico. En consecuencia, el circuito de control puede encender y apagar alternativamente (por ejemplo, periódicamente) el tercer campo óptico para provocar la generación de ráfagas cortas de luz láser pulsada del tercer campo óptico, por ejemplo, como se ilustra en la ráfaga de tres pulsos mostrada en la FIG. 4C). Sin embargo, se apreciará que las ráfagas pueden incluir menos o más pulsos. Además, se apreciará que el tercer campo óptico se puede apagar (o encender) completamente durante un período prolongado, por ejemplo, en respuesta a una entrada del operario.

La FIG. 5 ilustra esquemáticamente aún otro modo de realización de un sistema láser médico. El sistema comprende una fuente de láser 100, por ejemplo, como se describe en relación con cualquiera de las FIGS. 1-3. El sistema láser comprende además una fibra óptica 502 u otro dispositivo de administración de haz y un dispositivo portátil de administración de radiación 503. La fibra óptica 502 tiene un extremo receptor de radiación que está acoplado a un puerto de salida de la fuente de láser y configurado para recibir radiación de la fuente de láser. La fibra óptica tiene un extremo de administración de radiación que está acoplado al dispositivo portátil de administración. El dispositivo portátil de administración, por tanto, recibe luz láser de la fuente de láser por medio de la fibra óptica e irradia un área objetivo 504 seleccionable por el usuario con la luz láser recibida.

La FIG. 6 ilustra esquemáticamente aún otro sistema láser médico. El sistema láser médico, en general designado por el número de referencia 600, comprende una primera fuente de láser 120, una segunda fuente de láser 170 y una tercera fuente de láser 680, por ejemplo, cada una como se describe en relación con la FIG. 1. Cada fuente de láser se puede bombear por una fuente de bombeo correspondiente (no mostrada explícitamente en la FIG. 6) y cada fuente de láser está configurada para emitir primer, segundo y cuarto campos ópticos 125, 175 y 685 respectivos, respectivamente, cada uno en forma de una cadena de pulsos respectiva. El cronometraje de pulsos de las cadenas de pulsos se controla por un circuito de control 130, por ejemplo, controlando los retardos respectivos de las señales de activación a los conmutadores Q en el resonador láser de las fuentes de láser respectivas, todo como se describe en relación con uno o más de los sistemas láser médicos previos.

En el presente ejemplo, el primer campo óptico 125 está polarizado horizontalmente y tiene una longitud de onda de 1064 nm, el segundo campo óptico 175 tiene una longitud de onda de 1319 nm y el cuarto campo óptico 685 está polarizado verticalmente y tiene una longitud de onda de 1064 nm.

5 Todos los campos ópticos se dirigen a un primer medio no lineal 140A, por ejemplo, por medio de espejos y combinadores de haces adecuados. La salida del primer medio no lineal, incluyendo un tercer campo óptico 641A, si está presente, generada por el primer medio no lineal se dirige a un segundo medio no lineal 140B. La salida del  
10 segundo medio no lineal, incluyendo un quinto campo óptico 641B, si está presente, generada por el segundo medio no lineal se proporciona como una salida del sistema, opcionalmente con uno o más componentes que se seleccionan por un selector adecuado. Si bien se muestra como bloques separados en la FIG. 6, se apreciará que, en algunos modos de realización, el primer medio no lineal y el segundo medio no lineal se pueden incorporar como un único componente, por ejemplo, un único material periódicamente polarizado. En consecuencia, en algunos modos de realización, el primer medio no lineal y el segundo medio no lineal pueden estar integrados en un único medio no lineal.

15 La FIG. 7 ilustra el funcionamiento del sistema láser médico de la FIG. 6. En particular, la FIG. 7A) muestra un ejemplo de una cadena de pulsos 125 de la primera fuente de láser, la FIG. 7B) muestra un ejemplo de una cadena de pulsos 175 de la segunda fuente de láser y la FIG. 7C) muestra un ejemplo de una cadena de pulsos 685 correspondiente de la tercera fuente de láser 680. Como se puede ver en las FIGS. 7 A)-B), los pulsos emitidos por las primera y segunda fuentes de láser son sustancialmente equidistantes en el tiempo, pero su tiempo relativo es de modo que no se superponen en el tiempo, es decir, de modo que no interactúan entre sí en los medios no lineales.

20 De forma similar, la FIG. 7C) ilustra que, durante los períodos donde el cronometraje de pulsos de la cadena de pulsos 685 se mantiene constante, los pulsos emitidos por la tercera fuente de láser también son sustancialmente equidistantes. El cronometraje de los pulsos del tercer resonador se ajusta de modo que se alineen selectivamente con los pulsos 125 (durante los períodos 601 y 603) o bien con los pulsos 175 (durante el período 602). Cuando los pulsos 685 están alineados con los pulsos 125, interactúan en el medio no lineal 140A para generar luz a 589 nm. Cuando los pulsos 685 están alineados con los pulsos 175, estos interactúan en cambio en un medio no lineal 175 para generar luz a 532 nm.

Por consiguiente, controlando el cronometraje relativo de los pulsos 685, se puede controlar el sistema para conmutar entre emitir luz a dos longitudes de onda diferentes.

35 La FIG. 8 ilustra esquemáticamente otro modo de realización de un sistema láser médico. El sistema láser médico de la FIG. 8 es similar al sistema láser mostrado en la FIG. 1 en cuanto a que comprende una primera fuente de bombeo 110, una segunda fuente de bombeo 160, una primera fuente de láser, una segunda fuente de láser, un medio no lineal 140, controladores 131 y 132 para activar los interruptores Q 124 y 174 respectivos de las primera y segunda fuentes de láser, respectivamente, un circuito de retardo ajustable 133 y un circuito de control 130, todo como se describe en relación con la FIG. 1, excepto que las primera y segunda fuentes de láser del modo de realización de la FIG. 8 comparten un acoplador de salida 123 común.

45 En particular, la primera fuente de láser se proporciona en forma de una primera cavidad para crear un primer campo óptico. La primera cavidad se define entre un primer elemento reflectante 122, tal como un espejo, y un acoplador de salida 123 parcialmente reflectante. La segunda fuente de láser se proporciona en forma de una segunda cavidad para crear un segundo campo óptico. La segunda cavidad se define entre un segundo elemento reflectante 172, tal como un espejo, y el acoplador de salida 123 parcialmente reflectante. El acoplador de salida parcialmente reflectante es parcialmente reflectante con respecto a los primer y segundo campos ópticos para acoplar partes del campo láser circulante de las cavidades respectivas.

50 Por ejemplo, el acoplador de salida puede ser parcialmente reflectante en una primera longitud de onda de 1064 nm y en una segunda longitud de onda de 1319 nm. En determinados modos de realización, la reflectancia de la luz con una longitud de onda de aproximadamente 1064 nm y de la luz con una longitud de onda de aproximadamente 1319 nm es de al menos aproximadamente un 60 %, tal como al menos aproximadamente un 65 % o al menos aproximadamente un 70 %, o incluso al menos aproximadamente un 75 % o al menos aproximadamente un 80 %. Un acoplador de salida de este tipo se puede proporcionar como un espejo que se crea fácilmente por técnicas conocidas y se logra, por ejemplo, recubriendo sustratos transparentes no absorbentes con múltiples capas de materiales dieléctricos tales como fluoruros y óxidos.

60 Las fuentes de láser incluyen componentes adecuados tales como un espejo 176 y un combinador de haces 142 para dirigir los primer y segundo campos ópticos hacia el acoplador de salida 123, por ejemplo, a lo largo de un eje óptico común.

65 La primera fuente de bombeo 110, la segunda fuente de bombeo 160, el medio no lineal 140, los controladores 131 y 132, los conmutadores Q 124 y 174, el circuito de retardo ajustable 133 y el circuito de control 130 se pueden describir todos en relación con la FIG. 1 y, por tanto, no se describirán en detalle de nuevo.

En particular, el circuito de control 130 controla el cronometraje relativo de los pulsos de la primera y la segunda fuente de láser ajustando el retardo ajustable 133. Como el retardo apropiado que provoca que los pulsos de las primera y segunda fuentes de láser coincidan puede cambiar a lo largo del tiempo, por ejemplo, debido a la deriva u otras inestabilidades de los diversos componentes del sistema láser, el circuito de control debe adaptar preferentemente de forma continua o al menos intermitentemente el retardo ajustable. Con este fin, el circuito de control puede recibir una señal indicativa del cronometraje relativo de los pulsos en el medio no lineal y adaptar el retardo ajustable en base a la señal recibida.

Con este fin, el modo de realización de la FIG. 8 incluye un divisor de haz 136 que recibe la salida 135 del medio no lineal 140 y que dirige una parte menor de la salida 141 hacia un fotodetector 135, por ejemplo, como se describe en relación con la FIG. 1. La salida del fotodetector se alimenta al circuito de control 130 como una señal 137 que es indicativa de la intensidad del tercer campo óptico, es decir, indicativa de la eficacia del proceso no lineal en el medio no lineal. El circuito de control, por tanto, puede ajustar el retardo 133 para maximizar la intensidad detectada del tercer campo óptico. Se apreciará que se puede configurar el sistema láser de modo que el fotodetector 135 reciba y detecte la primera y/o la segunda longitud de onda y a continuación se pueda configurar el circuito de control para ajustar el retardo 133 para minimizar el contenido de la primera y/o la segunda longitud de onda en la salida 141 del medio no lineal 140. De forma alternativa, el control de los conmutadores Q se puede basar en mediciones de los primer y segundo campos ópticos en las fuentes de láser, por ejemplo, como se muestra en la FIG. 9, o en la salida de las fuentes de láser.

El sistema láser de la FIG. 8 incluye además un selector de salida 380 situado en la trayectoria del haz de la salida 141 del medio no lineal 140, por ejemplo, como se describe en relación con la FIG. 3. El selector de salida 380 está acoplado de forma funcional al circuito de control 130 de modo que el circuito de control controla el funcionamiento del selector de salida 380.

El sistema láser de la FIG. 8 comprende además un obturador 890 u otro dispositivo de control de exposición que está controlado por el circuito de control 130 y configurado para bloquear selectivamente el haz de salida o bien permitir que pase el haz de salida. De forma alternativa o adicionalmente, como se describe con respecto, por ejemplo, a la FIG. 1, el cronometraje relativo de las cadenas de pulsos de los primer y segundo campos ópticos se puede usar como mecanismo de control de exposición. No obstante, en algunos modos de realización, en particular cuando no se requiere un encendido/apagado muy rápido, un obturador mecánico 890 puede ser una alternativa rentable.

En el modo de realización de la FIG. 8, el obturador 890 se sitúa corriente abajo del selector de salida 380. Sin embargo, de forma alternativa, el obturador 890 se puede situar corriente arriba del selector de salida 380, por ejemplo, como se muestra en la FIG. 9. En modos de realización alternativos, son posibles otras posiciones del obturador 890, por ejemplo, corriente arriba del medio no lineal 140. Por ejemplo, el sistema puede comprender dos obturadores situados en las trayectorias de haz respectivas que alimentan el combinador de haces 142, por ejemplo, de modo que los primer y segundos campos ópticos se pueden bloquear cada uno selectiva e individualmente.

La FIG. 9 ilustra esquemáticamente otro modo de realización de un sistema láser médico. El sistema láser médico de la FIG. 9 es similar al modo de realización mostrado en la FIG. 8, excepto que el selector de salida 380 se sitúa corriente abajo en relación con el obturador 890, y excepto que el control de los conmutadores Q 124 y 174 se basa en mediciones de los campos ópticos individuales en las cavidades.

Con este fin, el sistema láser comprende divisores de haz 226 y 276 y fotodetectores 235 y 236. El divisor de haz 226 dirige una parte menor del primer campo óptico hacia el fotodetector 235 mientras que el divisor de haz 276 dirige una parte menor del segundo campo óptico hacia el fotodetector 236. Los fotodetectores 235 y 236 envían sus señales de detección respectivas a un circuito de detección de pulsos 238. El circuito de detección de pulsos detecta los pulsos láser de las cadenas de pulsos de los primer y segundo campos ópticos, respectivamente, y determina el desfase temporal entre los pulsos respectivos. A continuación, el circuito de detección de pulsos envía una señal 137 al circuito de control 130 indicativa del desfase temporal detectado. El circuito de control, por tanto, puede seleccionar el retardo ajustable 133 de modo que el desfase temporal se minimice para provocar la creación del tercer campo óptico.

Los modos de realización del control del láser descritos en el presente documento se pueden implementar por medio de equipo que comprende varios elementos distintos, y/o al menos en parte por medio de un microprocesador adecuadamente programado. En las reivindicaciones del aparato que enumeran varios medios, varios de estos medios se pueden incorporar por un mismo elemento, componente o pieza del equipo. El mero hecho de que determinadas medidas se mencionen en reivindicaciones dependientes mutuamente diferentes o se describan en modos de realización diferentes no indica que una combinación de estas medidas no se pueda usar con ventaja.

Se debe enfatizar que el término "comprende/que comprende" cuando se usa en la presente memoria descriptiva se adopta para especificar la presencia de rasgos característicos, elementos, etapas o componentes establecidos, pero no excluye la presencia o adición de uno o más de otros rasgos característicos, elementos, etapas, componentes o grupos de los mismos.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema láser médico, que comprende:
  - 5 una primera fuente de láser que comprende un primer resonador láser, al menos un primer medio de ganancia para generar un primer campo óptico, teniendo el primer campo óptico una primera longitud de onda; y al menos un primer conmutador Q configurado para controlar la calidad de resonancia del primer resonador láser;
  - 10 un circuito de control configurado para controlar el primer conmutador Q para provocar que el primer resonador láser genere el primer campo óptico como una primera cadena de pulsos láser;
  - 15 una segunda fuente de láser para generar un segundo campo óptico como una segunda cadena de pulsos de pulsos láser, en el que el segundo campo óptico tiene una segunda longitud de onda;
  - al menos un medio no lineal para generar un tercer campo óptico por una interacción no lineal entre el primer campo óptico y el segundo campo óptico, en el que el tercer campo óptico tiene una tercera longitud de onda diferente de las primera y segunda longitudes de onda;
  - 20 un sensor configurado para detectar una propiedad de al menos uno de los campos ópticos;
  - en el que el circuito de control está configurado para controlar el funcionamiento del primer conmutador Q para ajustar un cronometraje relativo de los pulsos láser de la primera cadena de pulsos y los pulsos láser de la segunda cadena de pulsos en respuesta a la propiedad detectada; en el que el sistema láser médico comprende un selector de salida para bloquear selectivamente la radiación de la primera y/o la segunda y/o la tercera longitud de onda que se va a incluir en la radiación de salida del sistema láser; y en el que el circuito de control está configurado para activar selectivamente el selector de salida en respuesta a un mandato de selección de longitud de onda.
  - 25
- 30 2. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes; en el que el circuito de control comprende un circuito de retardo ajustable; en el que el circuito de control está configurado para generar una señal de activación y para enviar la señal de activación al circuito de retardo ajustable; en el que el circuito de retardo ajustable está configurado para enviar una versión retardada de la señal de activación, retardada por un retardo ajustable en relación con la señal de activación, al primer conmutador Q; y en el que el circuito de control está configurado para ajustar el retardo ajustable en respuesta a la propiedad detectada.
- 35 3. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes; en el que la propiedad detectada representa una potencia de salida del tercer campo óptico.
- 40 4. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2; en el que la propiedad detectada representa un cronometraje relativo de los pulsos láser de la primera cadena de pulsos y los pulsos láser de la segunda cadena de pulsos.
- 45 5. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes; en el que el circuito de control está configurado para controlar el cronometraje relativo de modo que los pulsos láser de la primera cadena de pulsos se superpongan temporalmente en el medio no lineal con los pulsos láser respectivos de la segunda cadena de pulsos.
- 50 6. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes; en el que el circuito de control está configurado para controlar el cronometraje relativo para provocar la generación del tercer campo óptico.
- 55 7. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes; en el que el circuito de control está configurado para controlar el cronometraje relativo para provocar selectivamente la generación del tercer campo óptico.
- 60 8. Un sistema láser médico de acuerdo con la reivindicación 7; en el que el circuito de control está configurado en respuesta a una primera señal, para controlar selectivamente el cronometraje relativo de modo que los pulsos láser de la primera cadena de pulsos se superpongan temporalmente en el medio no lineal con los pulsos láser respectivos de la segunda cadena de pulsos para provocar la generación del tercer campo óptico; y en el que el circuito de control está configurado, en respuesta a una segunda señal, para controlar selectivamente el cronometraje relativo de modo que los pulsos láser de la primera cadena de pulsos no se superpongan temporalmente en el medio no lineal con los pulsos láser respectivos de la segunda cadena de pulsos para evitar la generación del tercer campo óptico.
- 65

9. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 7 a 8 cuando depende de la reivindicación 4; en el que el circuito de control está configurado para determinar un segundo cronometraje relativo que provoca que los pulsos láser de la primera cadena de pulsos se superpongan temporalmente en el medio no lineal con los pulsos láser respectivos de la segunda cadena de pulsos para provocar la generación del tercer campo óptico; durante un período donde el circuito de control está configurado para controlar el cronometraje relativo para que sea un primer cronometraje relativo que provoque que los pulsos láser de la primera cadena de pulsos no se superpongan temporalmente en el medio no lineal con los pulsos láser respectivos de la segunda cadena de pulsos para que evitar la generación del tercer campo óptico; y en el que el circuito de control está configurado, en respuesta a una primera señal, para conmutar el cronometraje relativo desde el primer cronometraje relativo al segundo cronometraje relativo determinado.
10. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes; en el que el circuito de control está configurado para controlar el cronometraje relativo para incluir la tercera longitud de onda en una radiación de salida del sistema láser.
11. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9; en el que el circuito de control está configurado, en respuesta a un mandato de selección de longitud de onda, para controlar selectivamente el cronometraje relativo para incluir selectivamente la tercera longitud de onda en una radiación de salida del sistema láser.
12. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes; en el que el sistema láser médico es un sistema láser dermatológico.
13. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes; que comprende un dispositivo portátil de administración de radiación que define al menos un puerto de salida óptico para administrar dicho tercer campo óptico a una salida.
14. Un sistema láser médico de acuerdo con la reivindicación 13; en el que el sistema láser médico está configurado para administrar selectivamente dichos primer, segundo y/o tercer campos ópticos por dicho puerto de salida óptico.
15. Un sistema láser médico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 13 a 15; en el que el sistema láser médico está configurado para administrar selectivamente dichos primer, segundo y/o tercer campos ópticos a una pluralidad de localizaciones objetivo.

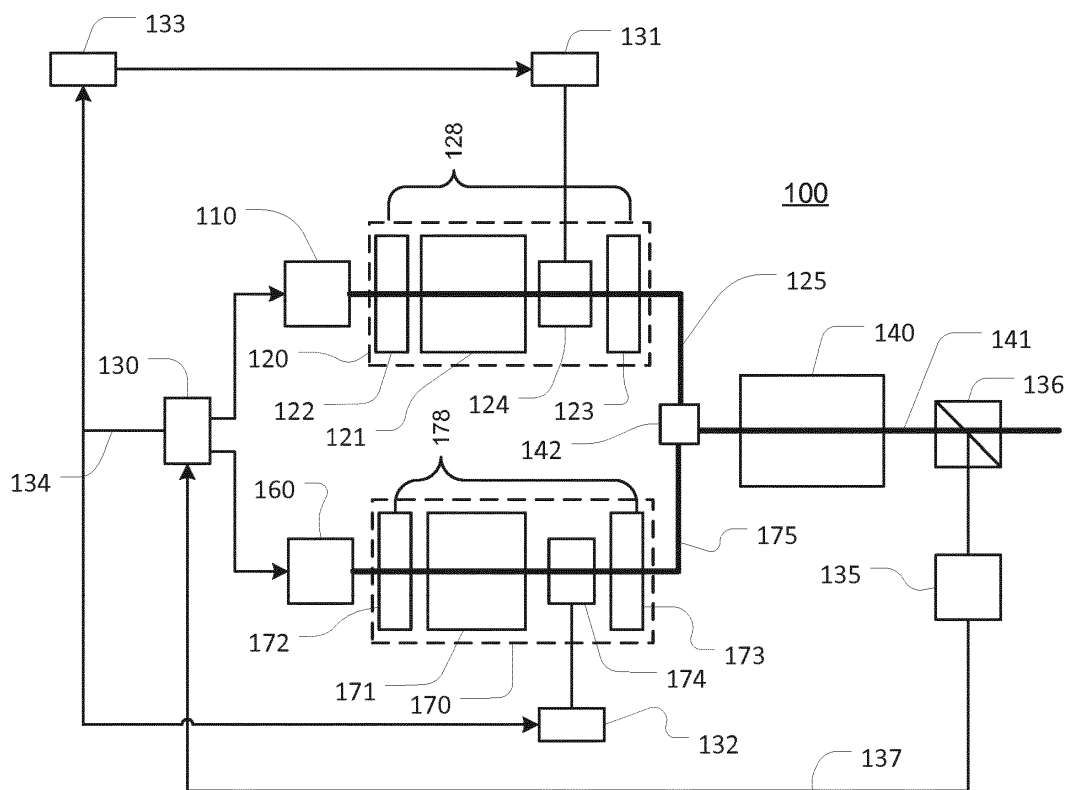


FIG. 1

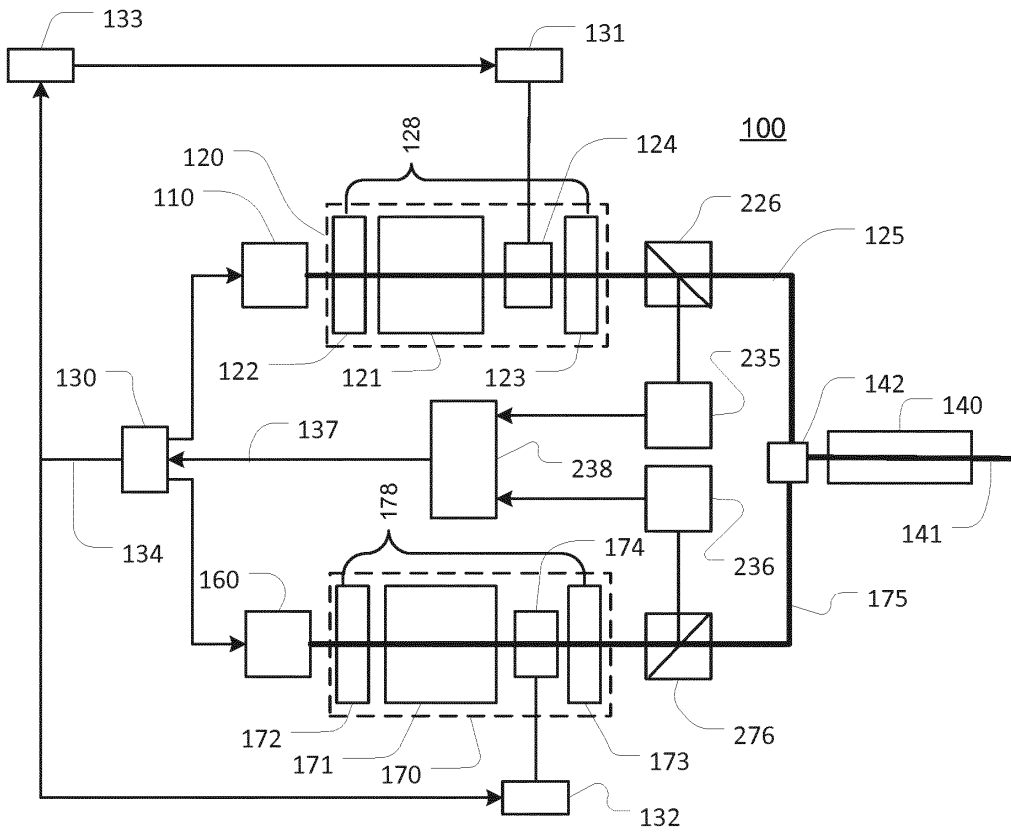


FIG. 2

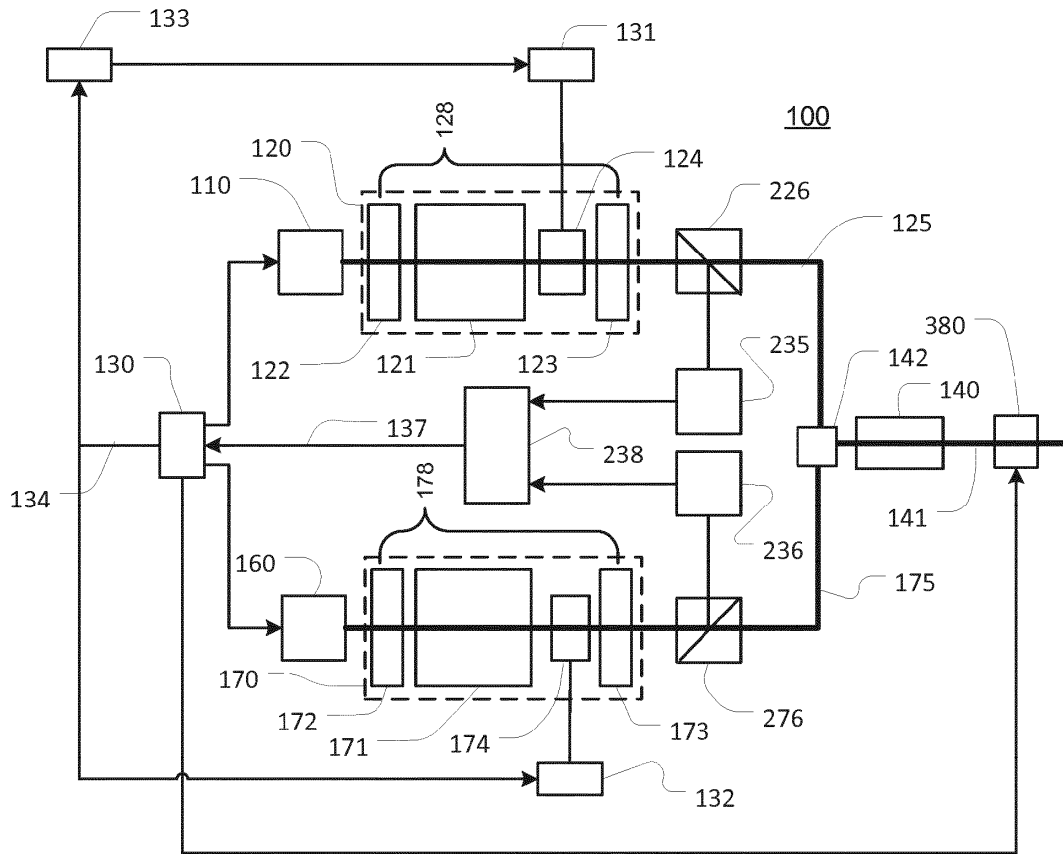


FIG. 3

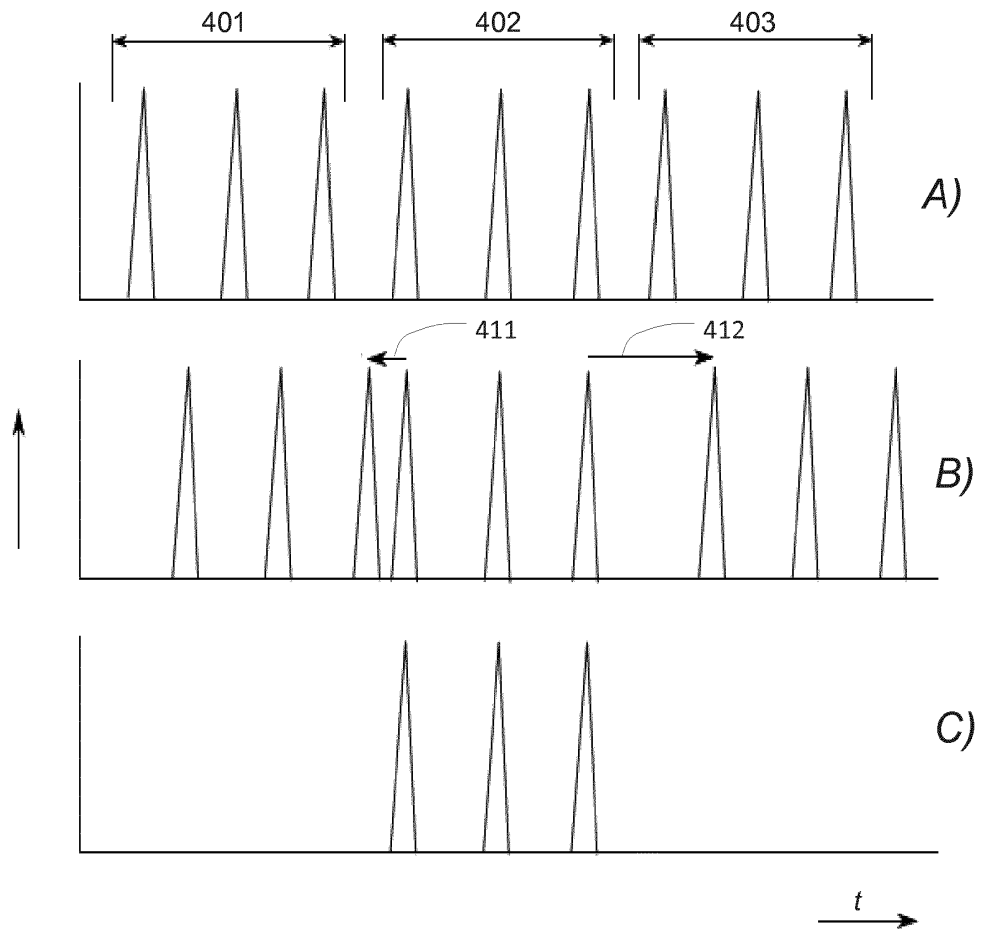


FIG. 4

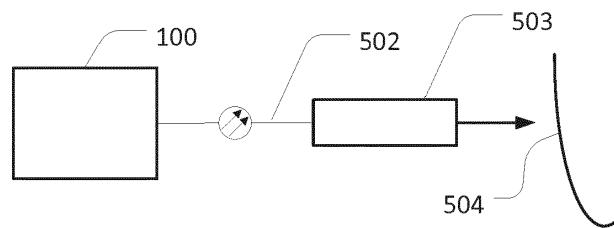


FIG. 5

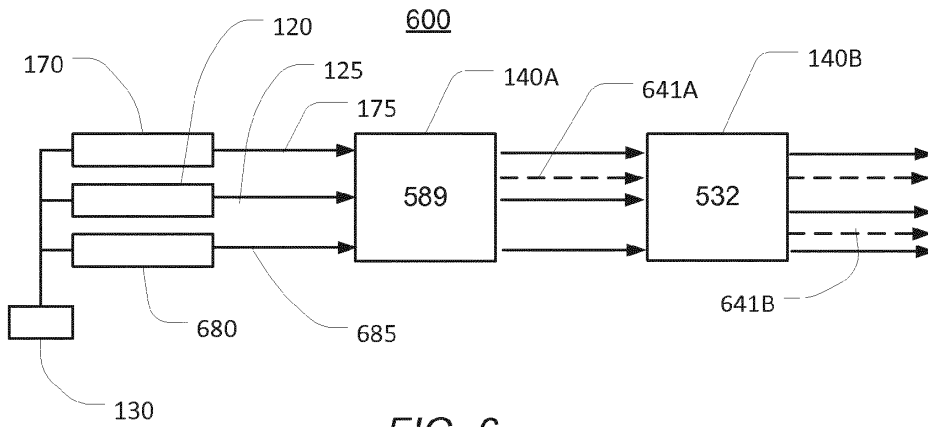


FIG. 6

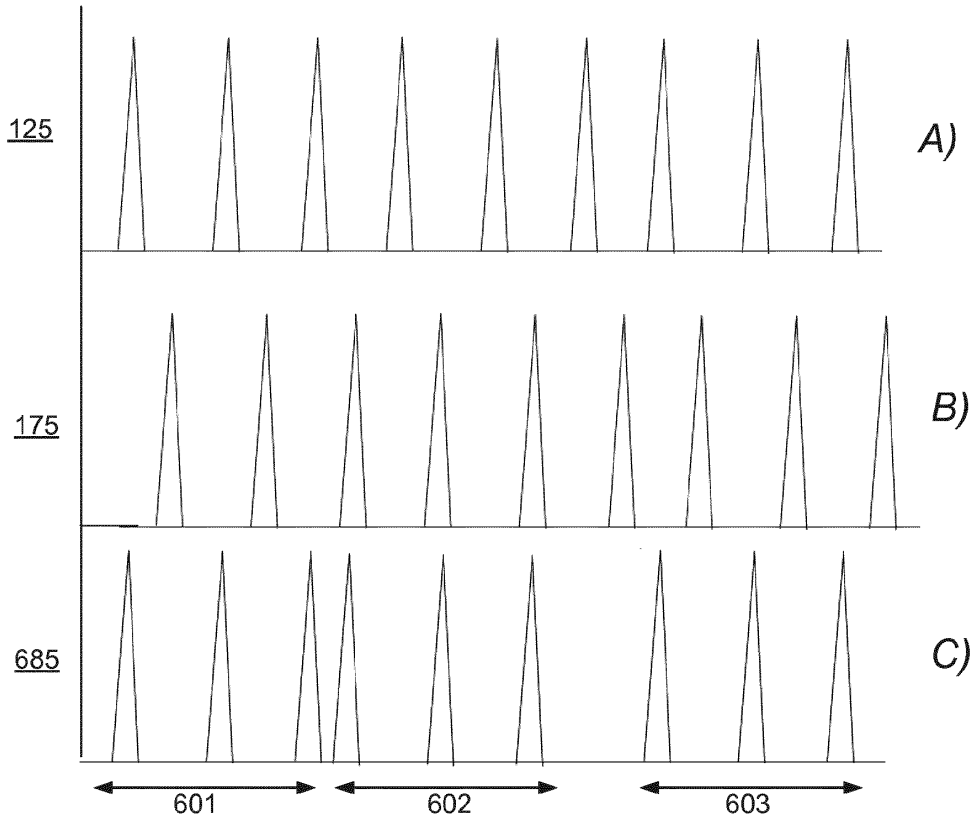


FIG. 7

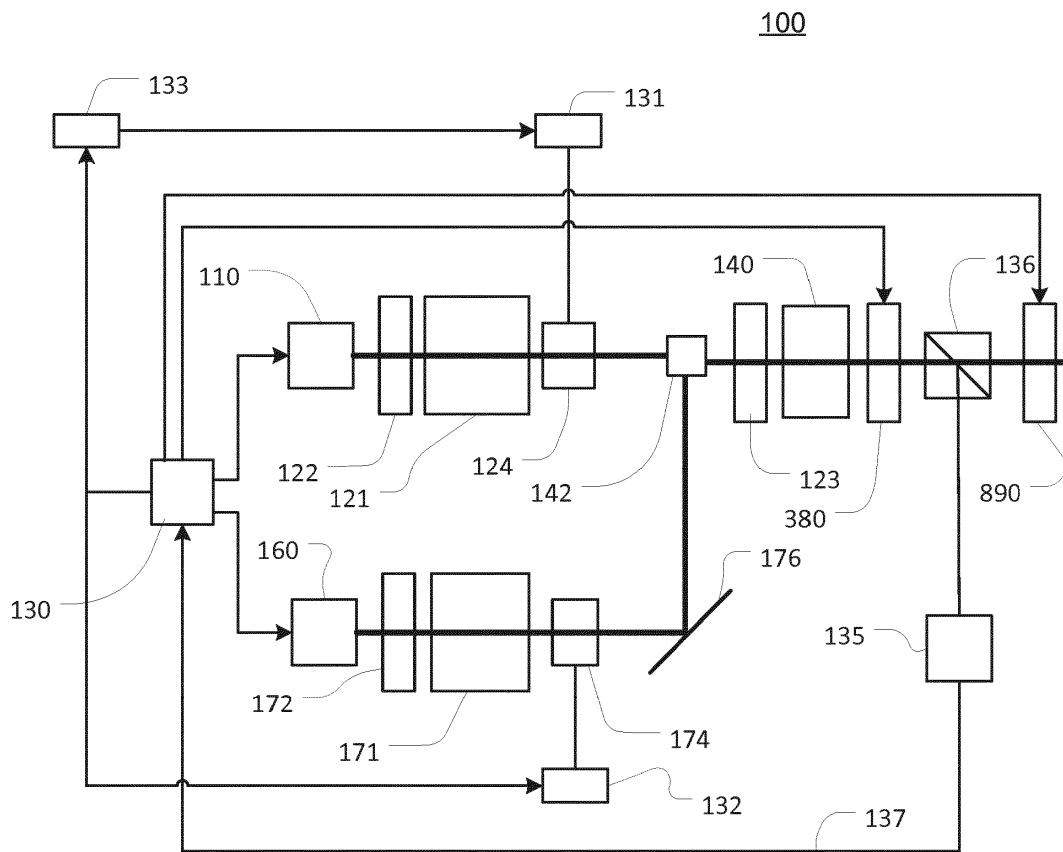


FIG. 8

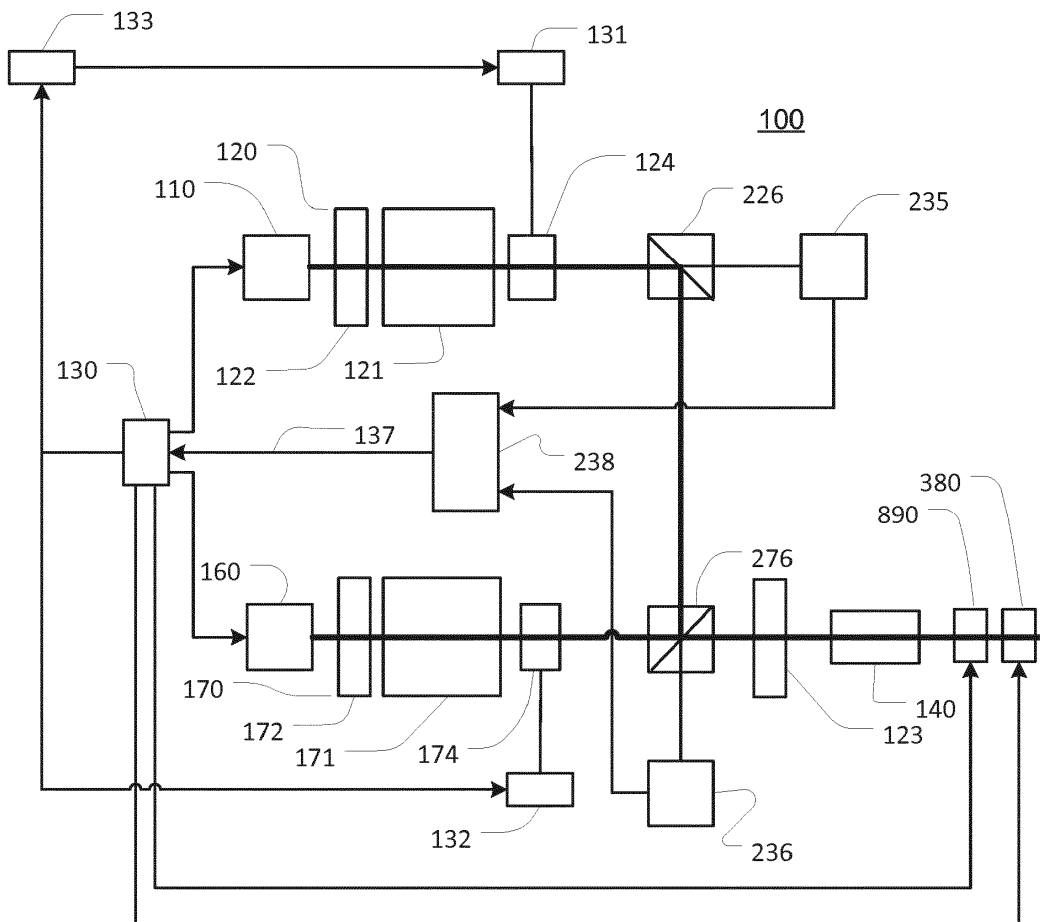


FIG. 9