



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113230027 A

(43) 申请公布日 2021.08.10

(21) 申请号 202110498226.9

(51) Int.Cl.

(22) 申请日 2017.07.17

A61F 9/008 (2006.01)

(30) 优先权数据

102016213095.1 2016.07.18 DE

102017107915.7 2017.04.12 DE

(62) 分案原申请数据

201780044048.4 2017.07.17

(71) 申请人 卡尔蔡司医疗技术股份公司

地址 德国耶拿

(72) 发明人 托马斯·诺比斯 马尔科·汉夫特

马克·毕绍夫

(74) 专利代理机构 北京市创世宏景专利商标代

理有限责任公司 11493

代理人 崔永华

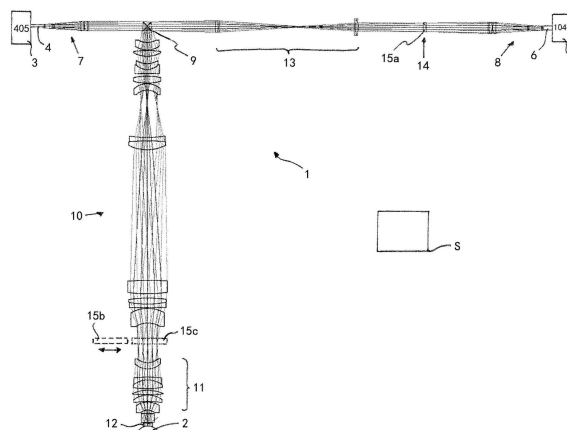
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称

用于通过非线性的交互作用借助组织处理进行眼科治疗的系统

(57) 摘要

一种利用治疗辐射(4、6)借助非线性的交互作用通过处理组织(39)进行眼科治疗的系统,针对该系统设置了提供治疗辐射的激光机构(3、5)。治疗辐射被聚焦机构(10)在视域中会聚,xy-扫描器(9)和z-扫描器(7、8)使得焦点沿横向移动和在治疗空间内在深度方面移动。治疗辐射要么是第二短脉冲辐射(6),要么是第一短脉冲辐射(4),这些短脉冲辐射分别在由短脉冲特性给定的波长范围内具有重心波长(30、31)。该系统在纵向色差(Z)和横向色差(F)方面经过特殊修正,从而两种色差的光谱特性曲线(25、33)在这些波长范围内分别具有局部的极值,其中,在这些波长范围内不超过一定的容限(27、35),光谱特性曲线因而非常扁平。



1. 一种通过使用治疗或测量辐射的非线性的交互作用来处理组织 (39) 以治疗或测量眼睛 (2) 的系统, 所述系统包括:

激光机构 (3、5), 用于提供治疗或测量辐射, 所述治疗或测量辐射呈处于第一重心波长 (30) 的第一短脉冲辐射 (4) 和处于第二重心波长的第二短脉冲辐射 (6) 的形式, 所述第二重心波长 (31) 与所述第一重心波长 (30) 相隔至少 300nm, 其中, 所述第一短脉冲辐射 (4) 由于脉冲长度而覆盖处在所述第一重心波长 (30) 周围的第一波长范围, 并且所述第二短脉冲辐射 (6) 由于脉冲长度而覆盖处在所述第二重心波长 (31) 周围的第二波长范围 (26);

聚焦机构 (10), 包括物镜 (11), 用于将所述第一短脉冲辐射 (4) 和所述第二短脉冲辐射 (6) 聚焦到所述组织中的焦点 (36) 中, 使得能够在所述组织 (39) 内产生所述非线性的交互作用;

z-扫描机构 (7、8), 包括可移动的透镜 (17), 用于调整所述组织 (39) 中的焦点 (36) 的深度位置; 以及

控制机构 (S), 用于控制所述 z-扫描机构 (7、8),

其中, 所述系统被配置为在利用所述第一短脉冲辐射 (4) 的操作和利用所述第二短脉冲辐射 (6) 的操作之间切换,

其中, 所述系统的光学元件包括所述聚焦机构 (10) 的物镜 (11) 和所述 z-扫描机构 (7、8) 的可移动的透镜 (17), 所述系统的光学元件被配置为产生具有第一特性曲线 (25) 的纵向色差 (Z),

其中, 在所述第一波长范围和所述第二波长范围 (26) 上, 第一特性曲线 (25) 在预定的纵向色差容限 (27) 内保持恒定, 并且

其中, 所述第一特性曲线 (25) 在所述第一重心波长 (30) 和所述第二重心波长 (31) 的情况下具有不同的值, 这个区别导致用于所述第二短脉冲辐射的焦点 (36) 的位置相对于用于所述第一短脉冲的焦点 (36) 的位置的深度位置偏差 (29),

其中,

a) 所述控制机构 (S) 被配置为在使用所述第二短脉冲辐射 (6) 的操作期间调整所述 z-扫描机构的可移动的透镜 (17) 的位置, 以便在使用所述第二短脉冲辐射 (6) 的操作期间补偿所述深度位置偏差 (29), 或者

b) 所述系统包括光学重新聚焦元件, 所述光学重新聚焦元件仅作用于所述第二短脉冲辐射 (6), 所述光学重新聚焦元件在使用所述第二短脉冲辐射 (6) 的操作期间补偿所述深度位置偏差 (29)。

2. 如权利要求 1 所述的系统, 还包括 xy-扫描机构 (9), 所述 xy-扫描机构用于使所述组织 (39) 中的焦点 (36) 横向移动,

其中, 所述系统的光学元件包括所述聚焦机构 (10) 的物镜 (11) 和所述 z-扫描机构 (7、8) 的可移动的透镜 (17), 所述系统的光学元件还被配置为产生具有第二特性曲线 (33) 的横向色差 (F),

其中, 在所述第一波长范围和所述第二波长范围 (26) 上, 所述第二特性曲线 (33) 在预定的横向色差容限 (35) 内保持恒定, 并且

其中, 所述第二特性曲线 (33) 在所述第一重心波长 (30) 和所述第二重心波长 (31) 的情况下具有不同的值,

其中,所述控制机构(S)还被配置为控制所述xy-扫描机构(9),以便在所述焦点(36)的横向移动以及使用所述第二短脉冲辐射(6)的操作期间通过扫描角度调整(34)来补偿所述横向色差(F)。

3.如权利要求1所述的系统,包括光学修正元件(15a、15b、15c、15d),所述光学修正元件仅作用于所述第二短脉冲辐射(6)或者仅在使用所述第二短脉冲辐射的操作期间被激活,所述光学修正元件(15a、15b、15c、15d)使得所述第一特性曲线(25)在所述预定的纵向色差容限(27)内的第二波长范围(26)上保持恒定。

4.如权利要求3所述的系统,其中,所述光学修正元件(15a、15d)被设置在仅引导所述第二短脉冲辐射(6)的光路区段中。

5.如权利要求3所述的系统,包括:用于所述第一短脉冲辐射(4)的第一输入光路,用于所述第二短脉冲辐射(6)的第二输入光路,以及设置在所述聚焦机构(10)的上游的合束器(18),

所述合束器(18)使得两个输入光路会集或者在这两个输入光路之间切换,其中,所述光学修正元件(15d)仅位于所述第二输入光路中,而不位于所述第一输入光路中。

6.如权利要求3所述的系统,其中,所述光学修正元件(15c)在其对所述第一特性曲线(25)的影响方面是可激活的,并且其中,所述控制机构(S)被配置为仅当所述第二短脉冲辐射(6)通过所述系统时才激活所述光学修正元件(15c)。

7.如权利要求3所述的系统,其中,所述光学修正元件(15b)能够移动到所述第一短脉冲辐射(4)和所述第二短脉冲辐射(6)共用的光路区段中,并且其中,所述控制机构被配置为仅当所述系统使用所述第二短脉冲辐射(6)进行操作时,所述控制机构才将所述光学修正元件(15b)移动到所述共用的光路区段中。

8.如权利要求3所述的系统,其中,所述光学修正元件包括以下各项中的至少一项:可切换的透镜、可枢转的透镜、可变焦的透镜、以及微机电系统(MEMS)阵列。

9.如权利要求3至8中任一项所述的系统,其中,所述光学重新聚焦元件与所述光学修正元件组合,或者包括所述光学修正元件。

10.如权利要求1所述的系统,其中,两个重心波长(30、31)中的一个重心波长不大于420nm,并且这两个重心波长(31、30)中的另一个重心波长不小于730nm。

11.如权利要求10所述的系统,其中,两个重心波长(30、31)中的一个重心波长在380nm和420nm之间,并且这两个重心波长(30、31)中的另一个重心波长在1030nm和1060nm之间。

12.如权利要求1所述的系统,其中,两个重心波长的范围分别不宽于30nm,特别地不宽于15nm。

13.如权利要求1所述的系统,其中,所述z-扫描机构(7、8)的焦点(36)的z行程是至少1mm,特别是至少13mm。

用于通过非线性的交互作用借助组织处理进行眼科治疗的系统

[0001] 本申请是2017年7月17日递交的申请号为201780044048.4(国际申请号为PCT/EP2017/068044)、发明名称为“用于通过非线性的交互作用借助组织处理进行眼科治疗的系统”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种利用治疗辐射通过非线性的交互作用借助组织处理进行眼科治疗的系统,其中,该系统具有:提供治疗辐射的激光机构;具有位于治疗空间内的视域的聚焦机构,治疗辐射朝向视域中的焦点会聚,从而在组织内部可通过非线性的交互作用产生处理;置于聚焦机构之前的xy-扫描机构,用于沿横向在视域中移动焦点;z-扫描机构,其治疗空间内移调焦点的深度位置;控制机构,其控制xy-扫描器和z-扫描器。

背景技术

[0003] 眼科治疗系统的应用范例是激光辅助的屈光眼科手术或激光辅助的白内障手术。在屈光眼科手术时,借助激光辐射在角膜内产生切割面,这些切割面将一个空间隔离开并且去除。该空间以如下方式构成,使得其距离以补偿先前产生的屈光不正的方式改变角膜曲率。在白内障手术时,利用人造的人工晶状体(IOL)来代替原有的、变得模糊的眼睛晶状体。为此,在眼睛晶状体的囊袋内在其正面切出一个孔。经由该孔,晶状体在事先破碎之后被去除,并植入人造的人工晶状体(IOL)。为了必需的进入前庭,在角膜和/或巩膜上开设出切口。附加地,为了减小角膜散光,可以将角膜切开,例如切成弧形切口。在手术之后,在所谓的“继发性白内障”情况下,需要完全地或部分地去除后侧的囊袋。为了在囊袋上(在其正面和/或背面)开设出切口,这里采用了术语“囊腔切割”。在此采用了短脉冲-激光,以便例如借助光破坏来“切割”眼睛组织。

[0004] 为了利用激光辐射在组织内部实现处理效果,激光辐射即使在组织内部也必须发挥出其交互作用。因此在眼科学中采用如下激光辐射,对于该激光辐射来说,组织其实是透明的,并且,该激光辐射在空间上很有限的焦点中产生引起处理效果的能量密度。在这种情况下通常产生一种光学的切割,该切割在本文中也称为光破坏。通常采用短脉冲激光辐射,其会聚到窄小的焦点上。焦点大小是一个重要的参数。这也适用于焦点的深度位置和深度延展距离。这两个参数在通常的烧蚀技术中是不相关的,因为烧蚀技术对材料的表面逐层地剥离,即并非在材料内部起作用。

[0005] 在US 6325792 B1中提出,使飞秒激光的脉冲聚焦到眼睛晶状体中,以便切割囊袋。在US 5246435中公开到,使得短脉冲激光的脉冲以三维的切割样式聚焦到眼睛的原有的晶状体中,以便通过切割和随后的起泡将该晶状体破碎成小碎块,并由此液化。

[0006] 为了使得飞秒激光转向,一方面采用了固定不动的物镜和快速的反射镜扫描器,用于使得激光束在眼睛中沿横向x/y-转向,且采用了可缓慢地移调的透镜,用于沿眼睛的光学轴线使得焦点位置z-转向。这种系统比如在US 2006/195076 A1或US 2009/131921

A1中有所记载。另一方面,也已知如下系统:在这种系统中,物镜沿横向缓慢移动,其中,采用了快速移动的透镜,用于使得焦点沿着眼睛的光学轴线 z -转向。这种系统也进行所谓的物镜扫描,并且例如记载在DE 102011085046 A1中。

[0007] 在利用飞秒激光的聚焦脉冲来治疗眼睛时,焦点必须沿着一定的深度移调范围清晰地成像。在应用在眼睛角膜上时,必须实现介于0.5mm和2mm之间的焦点行程。若既应用在眼睛晶状体上又应用在角膜上,则需要直至15mm的焦点行程。

[0008] 对于很多光学应用来说,都希望能在两种不同的波长下工作。为了通过非线性的与治疗辐射的交互作用来处理组织或者为了观察眼睛,在眼睛治疗中已知采用要么红外线的要么紫外线的飞秒脉冲。为了实现用于非线性的交互作用的能量密度或者为了实现高的观察质量,必须相应地修正初级色差(纵向色差和横向色差)。由于辐射的短脉冲特性,不仅对于重心波长需要修正,而且对于因短脉冲特性而产生的波长范围也需要修正。波长范围的边缘是副波长,对于副波长始终都需要良好地修正色差。如果未消除色差,在经过光学机构时fs-脉冲就会出现发散,于是在焦点空间中将无法实现对于手术所需要的功率密度。在采用UV辐射时,重心波长例如为405nm,波长范围为400nm至410nm。对系统的传统的消色差——在两种波长即例如400nm和410nm的副波长下——对于该光谱范围的波长(即例如1030nm至1050nm)导致严重的残差。这些残差起因于在技术上可用的镜片的独特的发散。使用具有非常规发散性的所谓的特殊镜片,有时可以针对其它波长(例如1040nm的第一平均波长)修正纵向色差和横向色差。于是需要针对很多波长即400nm、410nm、1030nm和1050nm进行修正(超级复消色差修正)。这在理论上可以通过繁琐的镜片选择用计算机实现,但实际上只能以很高昂的技术代价来实施。该传统的解决方案的障碍还有:对于很多波长来说,必须同时既修正纵向色差,又修正横向色差。在有些系统部分中,使用特殊镜片导致对两种色差都有修正效果,也就是说,所用的特殊镜片无论对纵向色差还是对横向色差都有积极的效果。然而,在中间图像之后或者在光瞳平面之后,对横向色差的效果逆转直下,以至于直到下一个中间图像或者直到下一个光瞳平面,所用的特殊镜片对于两种色差之一来说会干扰修正。这导致进一步的代价,修正效果在第一次提及的系统部分中已经耗尽。该问题的一种替代的解决方案是,如果不能在不同的波长范围情况下同时进行工作,则更换整个光学系统(枢转光学机构)。这在机械和光学机构上引起高昂的代价。

[0009] 特别是对于扫描系统——这些系统使得焦点在视域内部沿横向移动——来说,横向色差尤为为干扰,因为横向色差与图像高度有关,该图像高度对于扫描系统来说是由扫描器的横向偏移引起的。

发明内容

[0010] 因此,本发明的目的在于,对开篇所述类型的系统加以设计,使得在两个间隔比较远的重心波长情况下,可以在组织内部通过非线性的交互作用进行处理。

[0011] 根据本发明的系统被设计用于眼睛治疗,其中,通过与治疗辐射的非线性的交互作用来处理组织。激光机构提供治疗辐射。聚焦机构具有置于治疗空间中的视域,并使得治疗辐射在视域中会聚成焦点。该焦点和激光机构以如下方式构成,使得在组织内部通过非线性的交互作用进行处理。在聚焦机构之前设有xy-扫描机构。该xy-扫描机构使得焦点在视域内沿横向移动。此外,系统具有 z -扫描机构,该 z -扫描机构在治疗空间中移调焦点的深

度位置。 xy -扫描器和 z -扫描器受控制机构控制。激光机构提供治疗辐射。第一短脉冲辐射处于第一重心波长。第二短脉冲辐射处于第二重心波长,该第二重心波长与第一重心波长相隔至少300nm、优选500nm。两个短脉冲辐射由于特别是处于1ps和1fs之间的脉冲长度范围内的脉冲长度而覆盖包含相应的重心波长的波长范围。该系统具有至少两种工作模式。在第一工作模式下,该系统以第一短脉冲辐射工作,在第二工作模式下以第二短脉冲辐射工作。该系统在纵向色差和横向色差方面以如下方式构成,使得系统在两个重心波长中的至少一个重心波长情况下具有纵向色差。在第一和第二波长范围内,纵向色差的光谱特性曲线基本上水平地伸展。该特性曲线在纵向色差容限内是恒定的。该系统在横向色差方面进一步地以如下方式构成,使得聚焦机构在两个重心波长中的至少一个重心波长情况下表现出横向色差。在两个波长范围内,横向色差的光谱特性曲线在横向色差容限内是恒定的。因而该特性曲线在这些波长范围内基本上表现出水平的走势。控制机构被设计用于以如下方式控制 xy -扫描机构,使得通过对应焦点的横向移动的相应的偏转函数来补偿横向色差。

[0012] 该系统也可以被设计用于检查。治疗辐射于是就是检查辐射或测量辐射,治疗空间就是检查空间。检查在此可以借助非线性的交互作用进行,例如通过多光子过程进行。但这不是强制的。对于系统的这种改型来说,关键的仅仅是,由于辐射的短脉冲性质——特别是在1ps和1fs之间的脉冲长度范围内,产生了用于第一或第二短脉冲辐射的波长范围,在所述波长范围内,纵向色差和横向色差在所述容限中是恒定的。

[0013] 在利用治疗辐射借助非线性的交互作用通过组织处理进行眼科治疗的系统中,设置了提供治疗辐射的激光机构。该治疗辐射被聚焦机构会聚在视域中, xy -扫描器以及 z -扫描器使得焦点在治疗空间中沿横向并且在深度方面移动。由于短脉冲特性,治疗辐射具有一些波长范围。该系统在纵向色差和横向色差方面经过修正,从而两种色差的光谱特性曲线在这些波长范围内分别具有局部的极值,其中,在这些波长范围内不超过一定的容限,特性曲线因而非常扁平。

[0014] 纵向色差或其光谱特性曲线描述了焦点位置的与波长有关的轴向偏差。纵向色差优选参照基准波长的轴向的焦点位置予以说明,例如——但并非强制地——参照第一或第二重心波长予以说明。按照定义,基准波长的纵向色差于是等于零;特性曲线具有零点。

[0015] 该系统在至少一个重心波长情况下具有纵向色差。如果将两个重心波长之一当作纵向色差的基准波长,则该纵向色差位于两个重心波长中的另一个重心波长处。如果两个重心波长都不是纵向色差的基准波长,该系统就在两个重心波长处具有纵向色差。特性曲线在纵向色差容限内恒定,这导致系统在第一波长范围内没有纵向色差,如果将该波长范围的一个波长选作基准波长,例如选作第一重心波长。同样的情况适用于第二波长范围,如果将该波长范围内的一个波长选作基准波长。

[0016] 类似的情况适用于横向色差。横向色差或其光谱特性曲线描述了焦点位置的与波长有关的横向于光轴或横向于光传播方向的横向偏差。横向色差参照基准波长的横向的焦点位置予以说明,例如——但并非强制地——参照第一或第二重心波长予以说明。按照定义,基准波长的纵向色差于是等于零;特性曲线具有零点。

[0017] 该系统在至少一个重心波长情况下具有横向色差。如果将两个重心波长之一当作横向色差的基准波长,则该横向色差位于两个重心波长中的另一个重心波长处。如果两个重心波长都不是横向色差的基准波长,该系统就在两个重心波长处具有横向色差。特性曲

线在横向色差容限内恒定,这导致系统在第一波长范围内没有横向色差,如果将该波长范围的一个波长选作基准波长,例如选作第一重心波长。同样的情况适用于第二波长范围,如果将该波长范围内的一个波长选作基准波长。

[0018] 色差容限允许相应的纵向色差或横向色差在所述波长范围内还可以具有微小的波动,亦即,被短脉冲辐射的焦点覆盖的体积在纵向色差的情况下轴向地扩展,而在横向色差的情况下则沿横向扩展。术语“微小”的含义是,所述扩展不干扰用于短脉冲辐射的效果、即用于产生非线性的交互作用或所希望的观察质量的条件。换句话说,纵向色差容限以如下方式构成,使得对于相关的短脉冲辐射来说,焦点空间的轴向扩展保持局限到一定程度,致使不影响或者不会不允许地影响非线性交互作用的产生。同样的情况在横向方向上适用于横向色差。在一些实施方式中,纵向色差容限例如为清晰深度的一定的多倍,比如为聚焦机构的清晰深度的0.1x、0.2x、0.5x、1x或2x。在可与其组合的其它实施例中,横向色差容限为横向焦点大小一定的多倍,参照所谓的艾里(Airy)-直径,比如为Airy-直径的0.1x、0.2x、0.5x、1x或2x。因而要求特性曲线的这种恒定性,因为基于短脉冲特性,短脉冲辐射覆盖处在相应的重心波长周围的波长范围。这无法予以防止。在重心波长为405nm情况下,波长范围例如为10nm宽。在重心波长为1040nm情况下,波长范围例如为20nm宽。横向色差和纵向色差在相应的容限内恒定,这保证了波长范围在系统中特别是通过聚焦机构以如下方式构成,使得这些波长范围的宽度不会导致焦点空间的如下程度的扩展,该扩展无法再实现或者无法再在足够的程度上实现非线性的交互作用,或者未达到观察质量。

[0019] 通过对光谱特性曲线提出的该要求,所述系统可以放弃光学机构的复消色差。在至少一个重心波长情况下剩下的(即便是恒定的)横向色差导致通过横向色差所致的借助xy-扫描机构予以控制的偏转角在治疗空间内经历附加的或减小的横线偏转。由于横向色差是已知的,控制机构通过对xy-扫描机构的相应控制负责补偿焦点的这种横向偏移。因而出奇地通过对xy-扫描机构的相应控制来代替繁琐的修正。

[0020] 在第二重心波长和第一重心波长之间存在的纵向色差可以同样通过控制机构予以补偿,其方式为:该控制机构适当地控制z-扫描机构,使得在工作中利用与纵向色差相关的短脉冲辐射通过焦点的深度位置的相应的偏差予以补偿。由于要求纵向色差的光谱特性曲线恒定,纵向色差仅仅通过焦点的深度位置的偏差得到体现,而不会沿着第一波长范围引起不允许的轴向的焦点变形。

[0021] 替代地或附加地,通过利用z-扫描机构来相应地补偿纵向色差,可以实现采用仅仅作用于相关的短脉冲辐射的或者只有这时才激活的重新聚焦部件,该重新聚焦部件通过焦点的深度位置的相应的偏差部分地补偿或者完全地补偿纵向色差。

[0022] 在一些实施方式中能够以低廉的代价按如下方式来实现使得系统以两个短脉冲辐射交替地工作,即实现开篇所述的工作模式:系统具有用于第一短脉冲辐射的第一输入光路和用于第二短脉冲辐射的第二输入光路,还具有置于聚焦机构之前的合束器,该合束器使得两个输入光路会集或者在这两个输入光路之间切换。通过这种方式可行的是,在相应的输入光路中规定用于纵向色差的修正,或者优选地,对第一输入光路或聚焦机构予以修正,使得在该波长范围中纵向色差的光谱特性曲线在所述的纵向色差容限内恒定。于是在一些实施方式中,在光路中在合束器之后设置由控制机构控制的修正元件,该修正元件可在修正效果方面针对第二波长范围激活。在修正效果激活时,该修正元件改动光学机构,

使得在第二波长范围中实现了纵向色差在纵向色差容限范围内恒定的光谱特性曲线。只有当第二短脉冲辐射经过系统时,控制机构才使得修正元件在其修正效果方面激活。当第一短脉冲辐射经过系统时,使得修正元件在其修正效果方面去激活,因为系统为此已经被修正过了。针对于第一短脉冲辐射已经最佳地经过色彩修正的光学机构由此能够以减小的代价即通过所述修正元件被扩展地用于以第二短脉冲辐射工作。为了尽可能不产生横向色差,优选的是,把修正元件设置在聚焦光学机构的光瞳中,优选摆入到那里。修正元件也可以构造成可移调的光学部件,特别是构造成可变透镜或MEMS-阵列,该光学部件在其修正效果方面被控制机构激活或去激活,其方式为,相应地调节该光学部件。

[0023] 替代于设置在合束器之后的修正元件,合束器也可以经过构造,使得它含有带上上述特性的修正元件,该修正元件仅作用于第二短脉冲辐射。

[0024] 一种具有两个输入光路的实施方式基于其构造上的简单性而特别优选,在该实施方式中,第一输入光路或聚焦机构在第一波长范围内在纵向色差的恒定的光谱特性曲线方面进行修正,修正元件设置在第二输入光路中,该修正元件实现针对第二波长范围调整纵向色差的特性曲线。该实施方式允许特别是一体地构造z-扫描机构,其带有在第二输入光路中的用于第二短脉冲辐射的第二z-扫描器和在第一输入光路中的用于第一短脉冲辐射的第一z-扫描器。于是可以直接将修正元件设置在第二z-扫描器中,特别是设置在望远镜的固定的光学元件中,该望远镜以可移动的和固定的光学元件的形式实现了第二z-扫描器。

[0025] 在一种实施方式中,把修正元件的功能设在已提到的重新聚焦部件中。

[0026] 在优选的实施方式中,针对两个波长范围之一也在单色差方面修正聚焦机构。在另一波长范围中,该聚焦机构具有单色的残差,并且在仅被该波长范围的光透射的光路中有一个补偿光学机构,该补偿光学机构补偿单色的残差。这种构造方式是特别有利的,这是因为,已针对一个短脉冲辐射设计的光学机构能够以减小的代价扩展用于另一个短脉冲辐射。

[0027] 在一些优选的实施方式中,补偿光学机构和修正元件以及可选的重新聚焦部件可以组装在修正光学元件中。

[0028] 所述重心波长优选不超过420nm,进一步优选介于380nm与420nm之间,特别优选为405nm。所述另一个重心波长优选不超过730nm,进一步优选介于1030nm与1060nm之间,特别优选为1040nm。这两个重心波长中的每个重心波长都可以是第一或第二重心波长。两个波长范围优选不宽于30nm,特别优选不宽于15nm。

[0029] 对于在角膜手术中的应用,z-扫描机构的行程优选对于在压平的角膜上的应用为至少1mm,进一步优选对于在弯曲的角膜上的应用为至少3mm,特别优选对于在眼睛晶状体上的处理为至少5mm,进一步特别优选对于在白内障手术中的应用为至少13mm。

[0030] 由于z-扫描机构包括机械地移动的比较大的行程的构件,对于眼科学的(ophthalmologisch)应用来说优选的是,这种构件尽可能远离病人布置。由此避免会烦扰病人的振动和噪声。因此优选的是,z-扫描机构包括至少一个置于xy-扫描器之前的、发散地变化的光学部件,该部件可调节地改变治疗辐射的发散度。在此特别优选的是一种带有望远镜的设计,其具有固定不动的会聚透镜光学机构和可移动的透镜光学机构。在具有两个z-扫描器的实施方式中,可以按此方式构造一个或两个z-扫描器。望远镜最好设计成伽

利略 (Galilei) 望远镜。

[0031] 扫描系统一方面由在光方向上位于扫描部件之前的光学组件构成。这些组件仅轴向地使用。另一方面,位于这些扫描部件之后的是也使得外轴的场束朝向图像成像的光学组件(聚焦机构;也称为扫描光学机构)。

[0032] 扫描器之前的光学组件的例子尤其是准直仪、分光器、光学偏振部件或用于发散变化即用于聚焦的系统。

[0033] 与场无关的、即无论在光轴上还是在光轴外都以同等程度出现的成像偏差,必要时可以已通过在扫描器之前的部件予以修正。这尤其包括纵向色差和球形偏差。

[0034] 在一些实施方式中,针对两个波长范围对系统的修正如下进行:

[0035] (i) 首先针对两个光谱范围之一(这里为400nm至410nm),采用传统的器件按照现有技术对扫描光学机构消色差,并且针对平均波长对其它偏差予以修正;

[0036] (ii) 对于两个波长范围,在扫描部件之前还存在不同的光学机构。通常本来就以两种设计需要这些光学系统,因为两个光源通常对准直仪的焦距提出了不同的要求,或者因为对于不同的范围需要不同的发散变化。在xy-扫描器之前,两种光学系统可以例如通过二色性的分光器低损耗地组合。由于仅仅轴向地使用,这些光学系统通常设计简单。

[0037] (iii) 在xy-扫描部件之后的扫描光学机构通过使用特殊镜片仅仅部分地得到修正。合适的特殊镜片主要应用在如下系统部分中,这些系统部分无论对纵向色差还是对横向色差都施加以修正作用。在此对横向色差本身施以影响,使得在所考察的第一波长范围内留有尽可能小的变化。在横向色差曲线图中,这通过具有消失的斜率的曲线得到体现。并不强制需要第二个零点(复消色差),即在传统意义下完全地修正第二波长。由此相比于传统的解决方案降低了特殊镜片的耗费。在另一光谱范围内工作时,在两个波长范围之间的余下的偏差体现为焦距变化或成像比例变化。这可以通过在xy-扫描器之前的合适的光学机构(调整输入光直径)和通过调整xy-扫描器的倾斜角度得到补偿,且在应用上不重要。

[0038] (iv) 然后,通常不修正纵向色差曲线。确切地说,该纵向色差曲线相比于第二波长范围具有偏差(焦点偏差)和未消失的斜率(介于1030nm和1050nm之间的初级剩余纵向色差)。该偏差可以通过重新聚焦予以修正。这根据本发明通过在xy-扫描器之前的光学机构中的合适的发散来实现。剩余的初级纵向色差与场无关,因而可以通过同样在xy-扫描器之前的修正元件予以补偿,该修正元件仅位于第二波长范围的光路中。第一波长范围中的工作由此不受妨碍,因为该部件在那里并不位于光路中。

[0039] 这种修正元件的例子尤其是透镜部分(具有不同种镜片的凸形透镜和凹形透镜的组合)或衍射部件。

[0040] (v) 在针对两个波长范围修正色差之后,还需要修正单色差。在第一波长范围内,这按照第(i)点已经用传统的由现有技术已知的器件进行了,即通过合适地选择扫描光学机构的透镜半径进行。然而在第二波长范围内于是留下残差。余下的球形偏差(与场无关)可以同样通过在xy-扫描器之前的修正部件进行。这可以例如通过在透镜部分上的非球形的面按照(iv)进行,或者通过具有合适造型的其它球形透镜进行,或者通过具有非球形作用的合适的衍射部件进行。

[0041] (vi) 对与场有关的单色差的修正可以仅仅还在xy-扫描器之后的光学机构中进行。这可以通过引入两个光谱范围来进行,也就是说,通过一种解决方案来进行,该解决方

案实际上针对该偏差已修正过了,或者其残差对于应用来说仍可接受。为此必要时也可以在扫描光学机构中采用非球形的面。在形式上,这是在两种波长(=两个平均波长)情况下对像差修正,即传统的且通常不繁琐的消色差。由于针对两种副波长的已经补偿的初级的色差,技术代价因而适度。在该解决方案仍不满意的情况下,必要时可以为了在两个光谱范围内的工作而交换扫描光学机构的部分——但这样就不能同时使用了。这可以通过自动的交换系统进行。

[0042] (vii) xy-扫描器之前的光学机构中的修正元件必须安置在与扫描部件共轭的光学平面中,即安置在光瞳平面中。特别是当系统由于xy-扫描器之前的发散变化而在不同的对焦深度中工作时就是这种情况。如果修正元件不位于光瞳平面中,在不同的焦点位置各部件的所用的净直径就会变化,各部件的修正效果会根据焦点受到干扰。根据本发明,这通过在发散变化的部件与xy-扫描器之间接入的4-f-中继光学机构来解决。修正元件于是位于第二组4-f-系统的前面的焦点中,xy-扫描器位于第一组4-f-系统的后面的焦点中。两组大致具有各组(=4-f-系统)的两个部分焦距的总和的距离。于是在与xy-扫描器共轭的平面中,存在用于接入修正部件的机械空间。如果必须装入多个部件,该中继机构也可以多次地相继地使用。也可以考虑设计成反射镜光学机构(例如常开-系统)。

附图说明

[0043] 下面例如参照附图更详细地介绍本发明,这些附图也公开了本发明的主要特征。

[0044] 图1为用于激光辅助的眼科手术的设备的机构示意图,该设备能以两个波长工作,其中示意性地示出了光路;

[0045] 图2示出应用在图1的设备中的z-扫描器;

[0046] 图3示出聚光器和可以应用在图1的设备中的xy-扫描器;

[0047] 图4示出了修正元件,其针对一种波长应用在图1的设备中;

[0048] 图5示出图1的设备的纵向色差的特性曲线;

[0049] 图6示出图1的设备的横向色差的特性曲线;

[0050] 图7为把治疗辐射聚焦到角膜中的放大图;

[0051] 图8为图1的设备的另一个实施方式的类似于图5的视图,该实施方式在横向色差的修正方面有所不同。

具体实施方式

[0052] 下面针对眼科手术介绍本发明,这仅仅示范性地代表眼科治疗的不同任务,针对这些任务可采用本发明的不同方面。

[0053] 在下面的例子中介绍激光辅助的采用fs-激光器的眼科手术,这些激光器是在激光辅助的眼科手术领域中最常用的短脉冲激光器,因而也检查得最好。不过,这里介绍的全部的系统也能以其它短脉冲激光器使用。也就是说,只要未明确地指出脉冲波长作为区别特征,fs-激光器就同义地表示短脉冲激光器。

[0054] 这里介绍的系统用于激光辅助的角膜手术,本发明的不同方面借助该系统纯示范性地组合地实现。借助短脉冲激光束源对角膜进行切割,例如用于对屈光不正予以修正。但该系统也可以被设计用于白内障手术,例如以便经由角膜进行通至眼睛前庭的入口切割、

囊腔切割、用于碎化眼睛晶状体核的切割。

[0055] 图1示意性地示出了用于眼科学特别是用于角膜手术的治疗系统1的光路。通过在眼睛2的角膜中产生切口面。治疗系统1被设计用来以两个波长工作,即405nm的第一重心波长和1040nm的第二重心波长。这些波长分别单独地采用,也就是说,治疗系统1可在两个波长之间切换。在治疗系统1的一个实施方式中,第一激光源3在405nm的第一重心波长情况下提供第一激光束4,第二激光源5在1030nm的第二重心波长情况下提供第二激光束6。激光源3、6是短脉冲激光源,使得激光束4、6是脉冲式的具有例如fs-范围内的脉冲长度的激光辐射。

[0056] 针对第一激光束4,设置了z-扫描器7,其被构造用于移调在眼睛2的角膜内的尚待介绍的焦点的深度位置。同样,利用第二z-扫描器8在深度方面移调第二激光束6。xy-扫描机构9同样构造成用于第二激光束6和第一激光束4的两个光路的会聚部件,并把两个激光束之一扫描式地馈入到聚焦光学机构10的光路中。在此,两道光之间的选择要么可以按如下方式进行:使得设置在xy-扫描机构9中的会聚光学机构在两道光之一之间切换,使得两道光中只有一道光扫描式地经过聚焦光学机构10。替代地,可以对两个光路进行连续的共同引导,并且两个激光源3、5中只有一个激光源激活。这可以由控制机构S予以相应的调节,该控制机构控制治疗系统1的整个工作,并且在此特别是也控制激光源3、5、xy-扫描机构9和z-扫描器7、8。

[0057] 聚焦光学机构10包括光学机构11,并使得被xy-扫描机构9沿横向扫描的第一激光束4或第二激光束6透过隐形镜片12会聚到眼睛2的角膜中。

[0058] 两个重心波长相隔超过500nm。对角膜的聚焦和激光源3、5以如下方式构成,使得激光束4、6的脉冲在眼睛角膜中产生光学切割,或者通过无切割的、非线性的交互作用而将眼睛角膜中的组织层切开。为了产生这种效果,必须达到高的对焦质量。对于仅被设计用于两个波长之一的光学机构,第一激光束4和第二激光束6之间的光谱差别导致在另一波长情况下会出现色差。这会造成无法再达到所希望的聚焦位置。此外,对于一种波长——治疗系统1的光学机构并非针对该波长而设计,根本就不会再实现光学的切割或者无法再实现非直线的交互作用。由于第一激光束4和第二激光束6的短脉冲特性,这些激光束在所述重心波长周围具有一定的带宽,亦即分别覆盖一个波长范围。根据物理定律,这些波长范围的宽度与激光束的激光脉冲的短小有分不开的关联。

[0059] 为了保证在两种工作方式下即无论在利用第一激光束4的工作中还是在利用第二激光束6的工作中都可靠地在焦点——该焦点由包括光学机构11在内的聚焦光学机构10产生——中产生非线性的交互作用,针对第一波长即针对第一激光束4的辐射以及针对第二激光束6的辐射和由此确定的第二波长范围,以一定的方式修正治疗系统1。这种修正随后还将参照图5、6和8予以详述。

[0060] 图2示范性地示出了z-扫描器7或8。它被设计成Galilei-望远镜,其带有固定不动的会聚光学机构16和可移动的发散光学机构17。通过可移动的发散光学机构17的移动,相应地调节在z-扫描器7、8之后的辐射的发散度,由此可以最终与聚焦光学机构10一起调节眼睛2中的焦点的深度位置。

[0061] 图3示出xy-扫描机构9的一种示意性的实施方式,该扫描机构具有二色性的聚光器18,该聚光器把第二激光束6和第一激光束4会聚在一起,并作为共同的光路19引导至扫

描器反射镜-对20。从那里起存在一个扫描的光路21,该光路然后经过聚焦光学机构10和物镜11以及隐形镜片12。

[0062] 在图1的视图中,中继光学机构13位于第二z-扫描器8之后,使得在z-扫描器8与xy-扫描机构9之间的光路中产生光瞳平面14。在该光瞳平面上有个修正光学元件15a,该修正光学元件在治疗系统1的色彩修正方面具有一定的功能,该功能在下面参照图5、6和8将变得明了。

[0063] 在图3中还示出了修正光学元件15d,该修正光学元件可以设置在二色性的聚光器12上,且作用到第二激光束6上。该修正光学元件15d是使用修正光学元件15a的替代方案。其功能还将在下面介绍。

[0064] 图5示出在治疗空间内即在眼睛2所在的空间内的治疗系统1的纵向色差Z的光谱走势。特性曲线24针对通常的设备,即只被设计用于一个重心波长的设备,示出了沿波长 λ 的纵向色差。如图所示,纵向色差Z从400nm的波长上升。在第二重心波长31——这里为1040nm——与第一重心波长31——这里为405nm——之间存在纵向色差。在图5的视图中,例如约为1mm。然而,在第二重心波长31周围的第二波长范围26内,如该图下面示出的放大图所示,该纵向色差通过系统1的特殊修正28在很大程度上是恒定的,并保持在纵向色差容限27之内,该纵向色差容限在放大的局部图中用虚线示出。放大的局部图在此示出了第二波长范围26,其带有所实现的修正后的特性曲线25。附加地示出了通常的特性曲线24,其与修正后的特性曲线25相交。这导致出现了不同的斜度。通过系统的特殊修正28,特性曲线25相比于未经修正的特性曲线24在很大程度上是水平的,使得它保持在纵向色差容限27之内。特性曲线24没有这种特性。也就是说,如果使用了具有特性曲线24的系统,虽然能够针对第二重心波长精确地补偿纵向色差。但这样一来,就必须采用比重重新聚焦29大的重新聚焦。这有可能是可容忍的。但这样会有如下问题:在第二重心波长周围的波长范围26内,特性曲线超出纵向色差容限27,这会导致焦点轴向地展宽。这对于非线性的交互作用(或者替代地高质量的眼睛观察)来说无法再容忍。

[0065] 出于这个原因,对治疗系统1的光学机构,即特别是对聚焦光学机构10和物镜11予以修正。代替在第二波长范围26内尚有斜度的特性曲线24——该斜度导致纵向色差的比纵向色差容限27大很多的偏差,现在特性曲线25基本上水平地伸展。在修正28的情况下,纵向色差的绝对偏差并不重要。确切地说,故意地忍受第二重心波长31与第一重心波长30之间的纵向色差。由于特性曲线25基本上水平地伸展——即因为在第二波长范围26中的纵向色差波动保持在纵向色差容限27内,所以可以通过简单的重新聚焦29来补偿在第二重心波长31情况下存在的纵向色差。由于修正29——其使得特性曲线25在纵向色差容限27内保持恒定,所以焦点空间轴向地并未不允许地展宽。轴向的对焦质量仍得以保持,从而实现非线性的交互作用。

[0066] 为了对于两个重心波长30、31都产生这种情况,纵向色差容限27当然也保持在第一重心波长31周围的波长范围内。该纵向色差容限在图5中为明了起见仅针对第二重心波长30周围的波长范围26绘出。

[0067] 治疗系统1的特性曲线25可以特别简单地通过如下措施来实现:针对第一重心波长30,即针对405nm,在通常的纵向色差修正方面设计治疗系统的光学机构。对于第二重心波长31,于是只需考虑也在第二重心波长31周围的波长范围26内产生特性曲线25的恒定

性。这通过修正光学元件15a-15d来实现,该修正光学元件对于第二重心波长31仅仅被第二激光束6透射。在光瞳平面14内且在xy-扫描机构9处会聚之前的光路区段中给治疗系统1设有修正光学元件15a,这是一种在波长范围26内实现所述修正和特性曲线恒定性的可行方案。另一种可行方案在于,设置修正光学元件15b,其恰好在如下时候摆入到共同的光路的光瞳中,例如摆入到聚焦光学机构10的光瞳中:此时第二激光束6针对第二重心波长31激活。另一可选方案在于,在共同的透射的光瞳中,设置可移调的修正光学元件15c,该修正光学元件可以针对其修正效果被接通和切断。恰好当第二激光束6经过系统时,该修正光学元件被切换至效果。同样可行的是,在聚光器18处设置修正光学元件。图3为此示范性地示出了修正光学元件15d的布置,其仅仅作用到第二激光束6上。

[0068] 图4示出修正光学元件15a、15b、15d的可能的构造方式,其包括凹形的光学元件22和凸形的光学元件23。本领域技术人员基本上知道用于影响纵向色差特性曲线的光学修正。

[0069] 然而,焦点位置和焦点延展距离不仅受纵向色差Z影响,而且受横向色差F影响。这特别是对于治疗系统1意义重大,因为该治疗系统是一种扫描式的治疗系统,其在视域中沿横向移调焦点的位置。xy-扫描机构9引起根据横向的焦点位置而定在相对于光轴的不同的偏差情况下透射聚焦光学机构10。由于这种偏差,当然由此表现出横向色差。

[0070] 图6示出为此规定的对治疗系统1的修正,特别是对聚焦光学机构10的修正。示出了用于横向色差F的特性曲线的光谱走势,该横向色差在此示范性地作为相对横向色差以‰绘出。

[0071] 在第一重心波长30情况下,修正横向色差405。该第一重心波长因而是基准波长。对于通常的特性曲线32来说也是这种情况。该修正仍如下进行:产生特性曲线33,其在第二重心波长31情况下基本上是恒定的。该特性曲线保持在横向色差容限35内。对于仅仅针对405nm进行的修正来说,通常不是这种情况。为此对聚焦光学机构10予以特殊修正。在第二重心波长31情况下存在的横向色差因而不会作用在偏转角度修正34中。通过相应改变地控制xy-扫描机构9,可以简单地补偿横向色差,如果治疗系统1在第二重心波长31情况下工作,即采用第二激光束6工作。由于横向色差即使在第二波长范围中也保持在横向色差容限35内,所以避免了焦点空间在横向方向上即横向于光轴不允许地展宽,并且在焦点中仍然可靠地实现了在组织内部的非线性的处理效果。更不用说,即使在第一重心波长30情况下横向色差也保持在横向色差容限35之内。其绝对值例如为0.5 μm 。

[0072] 特性曲线33不要求聚焦光学机构10的完美的复消色差。这可能是因为,横向色差即使在第二重心波长31周围也会消失。由于未提出该要求,而是只需使得横向色差既在第二重心波长31周围的第二波长范围中又在第一重心波长30周围的第一波长范围中保持在横向色差范围之内,所以简化了光学修正。

[0073] 图7示出了对在眼睛2的角膜39中的焦点36的位置的影响。在沿着光轴0A入射时,横向色差F不起作用。当焦点36在角膜39中沿横向偏转时,该横向色差才起作用。在通过扫描器反射镜20而相同地偏转时,根据波长而定,焦点36产生了不同的横向的偏移。两个左边的光束表明了第二重心波长31情况下第二激光束6的情况,两个右边的光束则表明了第一重心波长30情况下第一激光束4的情况。如图所示,在通过扫描器反射镜20产生的偏转角度相同的情况下,焦点36在角膜39中产生了不同的横向的偏移。这是由于在第二重心波

长31情况下存在横向色差而产生的。通过合适的偏转角度修正36, 控制机构S补偿了该偏差, 使得焦点36又在角膜中处于所希望的位置。

[0074] 图7还示出了重新聚焦对补偿纵向色差的重要性。角膜的厚度d为0.5mm。如果没有重新聚焦, 在第二重心波长31与第一重心波长30之间的纵向色差就会具有1mm的值。这个值会大于角膜39的厚度d, 从而焦点36会在两个波长之一的情况下并非所愿地完全地位于角膜30之外。通过重新聚焦29, 防止了这种情况。可以通过相应地设计控制机构S来进行重新聚焦29, 该控制机构给对相关的z-扫描器7、8的控制规定了偏差, 以便引起重新聚焦29, 并补偿纵向色差。替代地或附加地, 可以采用相应的光学元件, 其改变轴向位置。在一些实施方式中, 该光学元件可以与修正光学元件15a-15d组合, 或者设置在其中。

[0075] 图5和6示出了如下情况: 针对一个波长, 在所示实施方式中针对第一重心波长30, 修正纵向色差或横向色差。第一重心波长因而就是开篇提到的基准波长。但并非强制地要求这样。特性曲线25、33也是可行的, 这些特性曲线在两个重心波长30、31处具有不同于零的纵向色差Z和/或横向色差F, 即具有完全另一种基准波长。这完全没有坏处, 只要相应的色差在重心波长30、31周围的相应的波长范围内不超过规定的色差容限范围。

[0076] 图8示范性地示出针对横向色差F的相应的设计。在此, 该横向色差在第二重心波长31情况下为零, 而在第一重心波长30情况下不同于零。但也要注意, 在这里用37和38绘出的波长范围内, 横向色差不超过横向色差容限35。

[0077] 对治疗系统1的修正因而经过根本上的设计, 从而在基于脉冲长度于重心波长30、31周围产生的波长范围内, 无论纵向色差还是横向色差, 都具有极值部, 这些极值部如此扁平, 以至于在这些波长范围内不超过相应的容限, 并且在焦点可靠地出现非线性的交互作用。相比于在两个重心波长30、31情况下在其周围的波长范围内要求纵向色差和横向色差消失, 修正由此简单很多。

[0078] 对于纵向色差, 零值调节只是缩放而已。对于任何曲线都可行的是, 把两个重心波长之一的z-值规定为基准平面, 即规定为焦点深度说明的中性面。最后, 从物理角度看, 纵向色差只是在两个波长——这里为重心波长30、31——之间切换情况下对聚焦平面的改变。

[0079] 附加于色差, 每个成像的系统也有单色差。这里在c式设计方式中, 治疗系统以如下方式构成, 使得对于从激光源直至眼睛的光路, 仅对于两个波长之一补偿了单色差。对于另一波长, 补偿部件接入到光路的仅被该波长透射的部分中, 要么在另一波长激活时使得补偿部件摆入到共同的光路中; 要么在另一波长激活时在共同的光路中激活或者适当地调节一个可移调的补偿部件。在一种特别有益的实施方式中, 补偿部件与修正光学元件组合。

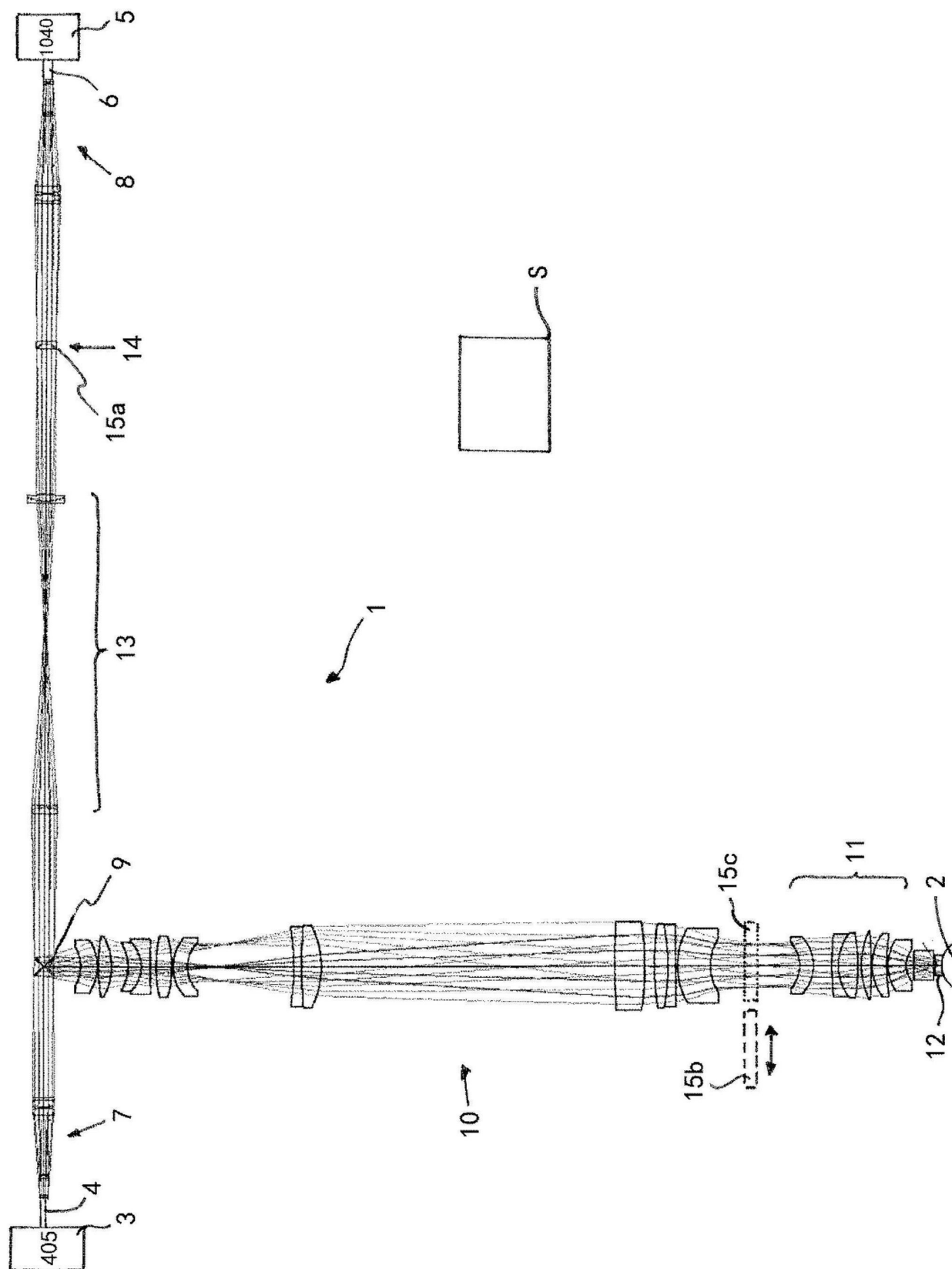


图1

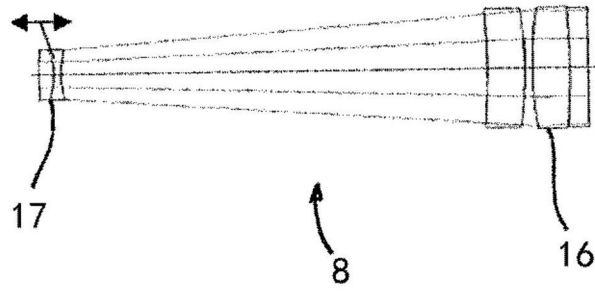


图2

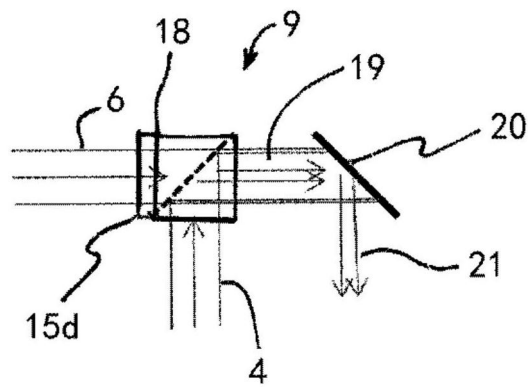


图3

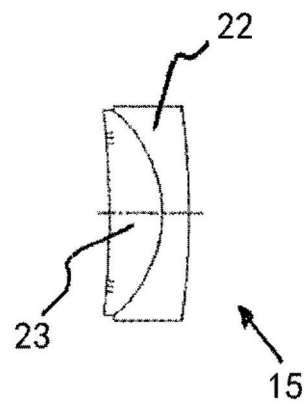


图4

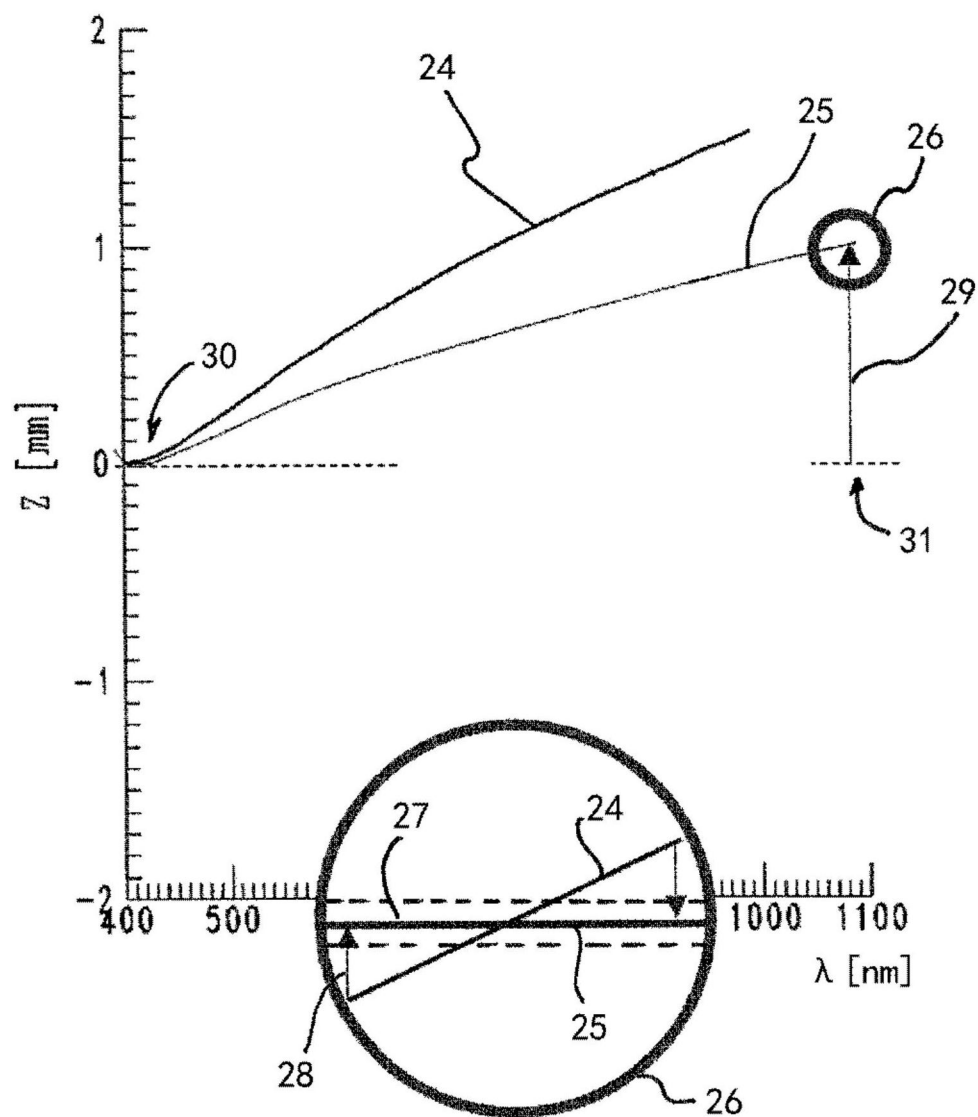


图5

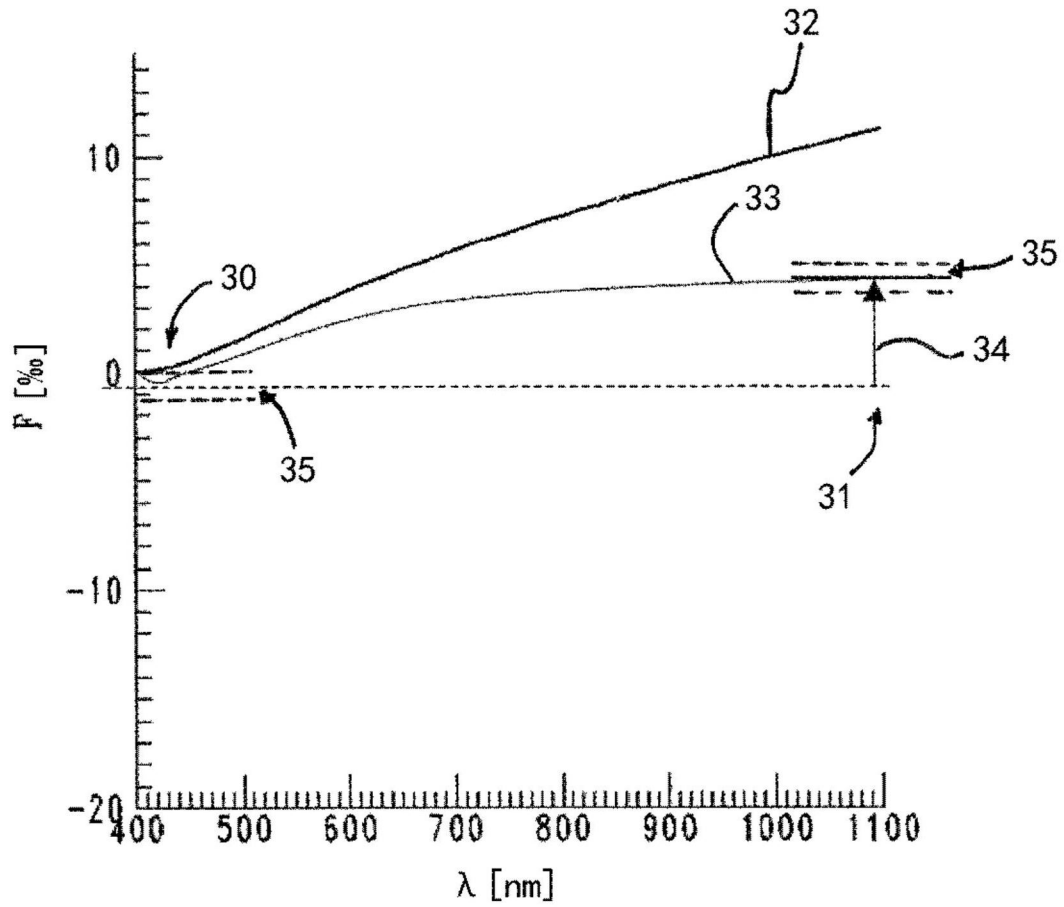


图6

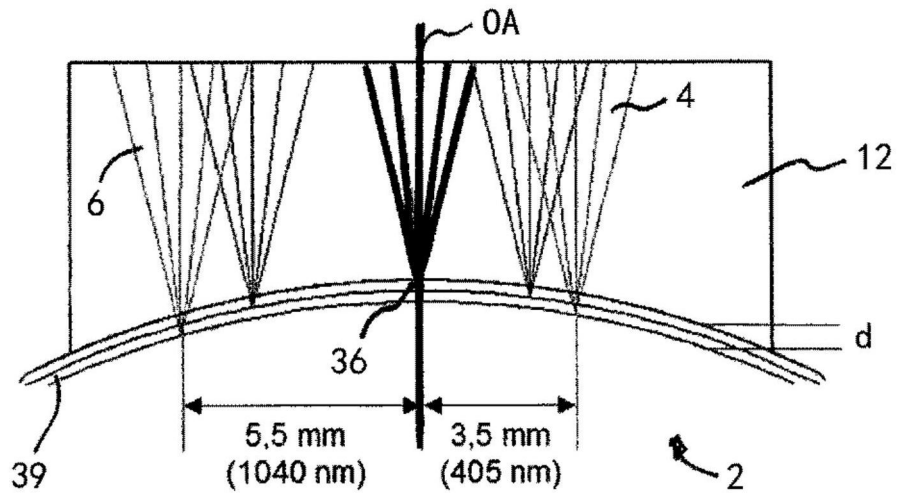


图7

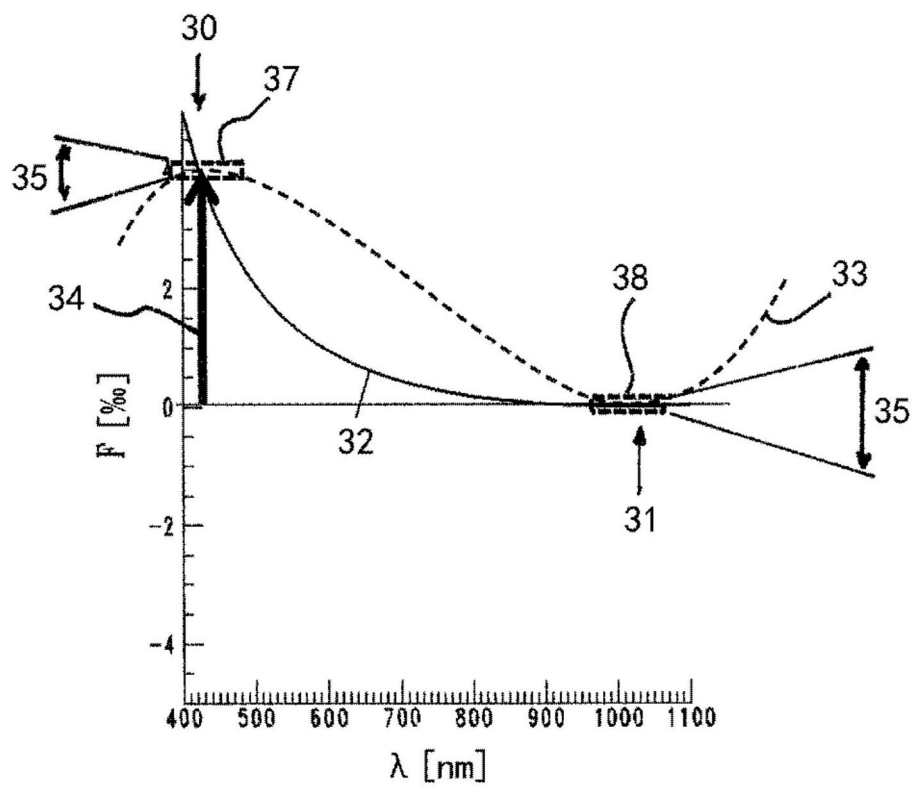


图8