(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101977575 B
(45)授权公告日 2012.07.11

(21)申请号 200980109366.X

(22)申请日 2009.01.16

(30)优先权数据
102008005053.9 2008.01.18 DE

(85)PCT申请进入国家阶段日
2010.09.16

(86)PCT申请的申请数据
PCT/EP2009/000274 2009.01.16

(87)PCT申请的公布数据
WO2009/090095 DE 2009.07.23

(73)专利权人 罗维亚克有限责任公司
地址 德国汉诺威

(72)发明人 霍尔格·卢巴乔夫斯基
尤维·奥伯海德
阿尔弗雷德·维戈纳
西尔维亚·舒马赫

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所(普通合伙) 11277
代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.
A61F 9/008(2006.01)
A61F 9/011(2006.01)
B23K 26/06(2006.01)

(56)对比文件
WO 2006074469 A2,2006.07.13,
DE 102004033819 A1,2006.02.09,
US 20050182489 A1,2005.08.18,
WO 2005070358 A1,2005.08.04,
WO 9308677 A2,1993.05.13,
CN 1886103 A,2006.12.27,
Kazuhiro Yamada,et.al.Multilevel phase-type diffractive lenses in silica glass induced by filamentation of femtosecond laser pulses.<Optics Letters>.2004,第29卷(第16期),1846-1848.

审查员 沈研研

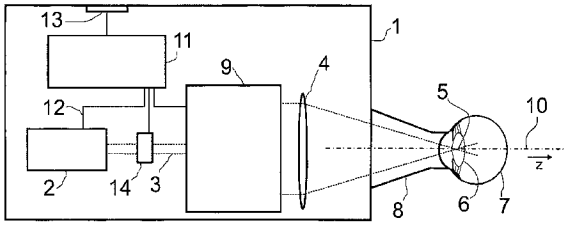
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 2 页

(54)发明名称

天然眼球晶状体的视力状况的激光校正

(57)摘要

本发明涉及一种眼科激光系统(1),其包括:超短脉冲激光器(2),其用于输出超短激光脉冲(3);聚焦光学装置(4),其用于在患者的眼球(7)的眼球晶状体(6)上和/或眼球晶状体(6)内产生至少一个焦点(5);偏转机构(9),其用于改变眼球晶状体(6)上和/或眼球晶状体(6)内的焦点(5)的位置;和控制机构(11),其用于控制偏转机构(9)。激光系统(1)的特征在于,由超短脉冲激光器(2)输出的激光脉冲和由聚焦光学装置(4)确定的焦点(5)的尺寸被构造成使得能够在焦点(5)处施加小于或等于眼球晶状体(6)的材料的破裂阈值的流量,其中,所述流量同时足够高以使眼球晶状体(6)的材料的至少一种材料特性改变。激光系统(1)的特征还在于,偏转机构(9)能够借助于控制机构(11)以如下方式致动:使得一组激光脉冲(3)的焦点(5)被配置成,通过由激光脉冲的施加引起的眼球晶状体(6)的材料特性的变化,能够产生衍射光学结构(20)。本发明还涉及一种用于产生用来致动这种激光系统(1)的偏转机构(9)的控制数据的方法。



CN 101977575 B

1. 一种眼科激光系统 (1)，其具有 ：

超短脉冲激光器 (2)，其用于输出超短激光脉冲 (3) ；

聚焦光学装置 (4)，其用于在患者的眼球 (7) 的眼球晶状体 (6) 上和 / 或在患者的眼球 (7) 的眼球晶状体 (6) 内产生至少一个焦点 (5) ；

偏转机构 (9)，其用于改变所述眼球晶状体 (6) 上和 / 或所述眼球晶状体 (6) 内的焦点 (5) 的位置 ；和

控制机构 (11)，其用于控制所述偏转机构 (9)，

所述眼科激光系统 (1) 的特征在于，

由所述超短脉冲激光器 (2) 输出的所述激光脉冲 (3) 和由所述聚焦光学装置 (4) 确定的焦点 (5) 的尺寸被构造成使得能够在所述焦点 (5) 处施加等于或小于所述眼球晶状体 (6) 的材料的破裂阈值的流量，所述流量同时足够高以使所述眼球晶状体 (6) 的材料的至少一种材料特性改变，

所述偏转机构 (9) 能够被所述控制机构 (11) 致动，使得一组激光脉冲 (3) 的焦点 (5) 被配置成 ：通过由所述激光脉冲 (3) 的施加引起的所述眼球晶状体 (6) 的材料特性的变化，能够产生衍射光学结构 (20)。

2. 根据权利要求 1 所述的眼科激光系统，其特征在于，所述眼球晶状体 (6) 中的所述衍射光学结构 (20) 是二维衍射结构。

3. 根据权利要求 2 所述的眼科激光系统，其特征在于，所述二维衍射结构 (20) 包括彼此同心的多个环 (21) 或椭圆。

4. 根据权利要求 1 所述的眼科激光系统，其特征在于，所述眼球晶状体 (6) 中的所述衍射光学结构是全息的三维衍射结构。

5. 根据前述权利要求中的任意一项所述的眼科激光系统，其特征在于，考虑到患者的眼球 (7) 的透明部分对所述激光脉冲 (3) 的光学影响，所述控制机构 (11) 适于致动所述偏转机构 (9)。

6. 根据权利要求 5 所述的眼科激光系统，其特征在于，考虑到眼球 (7) 的角膜和所述眼球晶状体 (6) 的前表面的光学影响，所述控制机构 (11) 适于致动所述偏转机构 (9)。

7. 根据权利要求 1 至 4 中的任意一项所述的眼科激光系统，其特征在于，考虑到由之前的激光脉冲 (3) 引起的所述眼球晶状体 (6) 的材料变化所产生的对激光脉冲 (3) 的光学影响，所述控制机构 (11) 适于致动所述偏转机构 (9)。

8. 根据权利要求 1 至 4 中的任意一项所述的眼科激光系统，其特征在于，所述聚焦光学装置 (4) 的数值孔径在 0.1 ～ 1.4 的范围内。

9. 根据权利要求 8 所述的眼科激光系统，其特征在于，所述聚焦光学装置 (4) 的数值孔径在 0.1 ～ 0.3 的范围内。

10. 根据权利要求 1 至 4 中的任意一项所述的眼科激光系统，其特征在于，所述聚焦光学装置 (4) 在所述眼球晶状体 (6) 中的焦点 (5) 的直径在 0.1μm ～ 10μm 的范围内。

11. 根据权利要求 10 所述的眼科激光系统，其特征在于，所述聚焦光学装置 (4) 在所述眼球晶状体 (6) 中的焦点 (5) 的直径在 0.2μm ～ 3.0μm 的范围内。

12. 根据权利要求 1 至 4 中的任意一项所述的眼科激光系统，其特征在于，所述激光脉冲 (3) 的波长在 400nm ～ 1400nm 的范围内。

13. 根据权利要求 12 所述的眼科激光系统，其特征在于，所述激光脉冲 (3) 的波长在 700nm ～ 1100nm 的范围内。

14. 根据权利要求 1 至 4 中的任意一项所述的眼科激光系统，其特征在于，所述激光脉冲 (3) 的脉冲持续时间在 10fs ～ 1ps 的范围内。

15. 根据权利要求 14 所述的眼科激光系统，其特征在于，所述激光脉冲 (3) 的脉冲持续时间在 100fs ～ 500fs 的范围内。

16. 根据权利要求 1 至 4 中的任意一项所述的眼科激光系统，其特征在于，所述激光脉冲 (3) 的脉冲能量在 1nJ ～ 10μJ 的范围内。

17. 根据权利要求 16 所述的眼科激光系统，其特征在于，所述激光脉冲 (3) 的脉冲能量在 100nJ ～ 3μJ 的范围内。

18. 根据权利要求 1 至 4 中的任意一项所述的眼科激光系统，其特征在于，所述激光脉冲 (3) 的脉冲重复频率在 1kHz ～ 100MHz 的范围内。

19. 根据权利要求 18 所述的眼科激光系统，其特征在于，所述激光脉冲 (3) 的脉冲重复频率在 10kHz ～ 1000kHz 的范围内。

20. 根据权利要求 1 所述的眼科激光系统，其特征在于，设置被致动的快门元件 (14)，用于确定所输出的激光脉冲 (3) 的脉冲重复频率和 / 或数量。

21. 根据权利要求 20 所述的眼科激光系统，其特征在于，所述快门元件 (14) 是声光调制器、电光调制器或快门。

22. 根据权利要求 1 至 4、20 和 21 中的任意一项所述的眼科激光系统，其特征在于，能够利用激光脉冲 (3) 在焦点 (5) 处产生在 $1\times10^{-3}J/cm^2$ ～ $3.5\times10^{4}J/cm^2$ 的范围内的流量。

23. 根据权利要求 22 所述的眼科激光系统，其特征在于，能够利用激光脉冲 (3) 在焦点 (5) 处产生在 $0.5J/cm^2$ ～ $100J/cm^2$ 的范围内的流量。

24. 根据权利要求 1 至 4、20 和 21 中的任意一项所述的眼科激光系统，其特征在于，设置固定部件 (8) 或激光束用自动跟踪系统，所述固定部件 (8) 用于固定患者的眼球 (7) 相对于所述激光系统 (1) 的位置，所述激光束用自动跟踪系统顾及眼球的运动。

25. 一种用于产生控制数据的方法，所述控制数据用于致动产生超短激光脉冲的激光系统 (1) 的偏转机构 (9)，

其中，所述控制数据包括一组位置控制数据记录，其中，所述偏转机构 (9) 能够借助一个位置控制数据记录致动，使得聚焦光学装置 (4) 和所述偏转机构 (9) 根据所述位置控制数据记录确定所述激光系统 (1) 的激光脉冲 (3) 的光学焦点 (5) 在患者的眼球 (7) 的眼球晶状体 (6) 内或在患者的眼球 (7) 的眼球晶状体 (6) 上的三维位置，

所述一组位置控制数据记录被选择成使得：如果借助于至少一个超短激光脉冲 (3) 在各焦点 (5) 处施加小于所述眼球晶状体 (6) 的材料的破裂阈值的流量，则能够在患者的眼球 (7) 的所述眼球晶状体 (6) 中产生衍射结构或全息结构 (20)。

26. 根据权利要求 25 所述的方法，其特征在于，在所述激光系统 (1) 自身中产生所述控制数据，或者使所述激光系统 (1) 通过无线或有线连接、或者经由输入接口 (13) 以文件或数据流的方式得到所述控制数据。

27. 根据权利要求 25 或 26 所述的方法，其特征在于，所述位置控制数据确定在不同部位连续产生的多个焦点 (5) 的序列。

28. 根据权利要求 27 所述的方法，其特征在于，位置控制数据记录确定焦点 (5) 的两个或三个空间坐标。

29. 根据权利要求 25 或 26 所述的方法，其特征在于，待治疗的患者的眼球 (7) 的数字模型被用于计算所述控制数据。

30. 根据权利要求 25 或 26 所述的方法，其特征在于，考虑到患者的眼球 (7) 的透明部分对所述激光脉冲 (3) 的光学影响，所述控制数据适于致动所述聚焦光学装置 (4) 和 / 或所述偏转机构 (9)。

31. 根据权利要求 25 或 26 所述的方法，其特征在于，考虑到眼球 (7) 的角膜的光学影响，所述控制数据适于致动所述聚焦光学装置 (4) 和 / 或所述偏转机构 (9)。

32. 根据权利要求 25 或 26 所述的方法，其特征在于，考虑到由之前的激光脉冲 (3) 引起的所述眼球晶状体 (6) 的材料或形状的变化所产生的对激光脉冲 (3) 的光学影响，所述控制数据适于致动所述偏转机构 (9)。

33. 根据权利要求 25 或 26 所述的方法，其特征在于，所述控制数据包括用于使所述偏转机构 (9) 的致动与来自超短脉冲激光器 (2) 的激光脉冲 (3) 的输出同步的同步控制数据。

34. 根据权利要求 25 所述的方法，其特征在于，所述位置控制数据被选择成使得能够由所述激光脉冲 (3) 的施加产生的衍射结构 (20) 是二维的，并且所述衍射结构 (20) 包括彼此同心的多个环 (21) 或椭圆。

35. 根据权利要求 25 所述的方法，其特征在于，所述位置控制数据被选择成使得能够由所述激光脉冲 (3) 的施加产生的衍射结构 (20) 被配置在弧面或曲面上。

36. 根据权利要求 25、26、34 和 35 中的任意一项所述的方法，其特征在于，所述位置控制数据被选择成使得能够由所述激光脉冲 (3) 的施加产生的衍射结构 (20) 以患者的眼球 (7) 的光轴 (10) 为中心。

天然眼球晶状体的视力状况的激光校正

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于校正诸如远视眼、近视眼、散光眼或老花眼等视力状况的新的激光系统和方法。根据本发明的激光系统和方法旨在通过对患者的天然眼球晶状体(natural eyelens)进行治疗或处理而执行视力状况的校正。

背景技术

[0002] 已知持续时间在几飞秒(fs)至几皮秒(ps)的范围内的超短激光脉冲,以借助于所谓的光学穿透(optical breakthrough)在透明介质中或在透明介质上产生破裂。该破裂导致材料的去除或脱落。相互作用过程是基于多光子吸收并且已经在多个出版物(例如,Alfred Vogel and Vasan Venugopalan:"Mechanismsof Pulsed Laser Ablation of Biological Tissues";Chem.Rev.2003,103,577-644;或者美国专利US 5,656,186A或US 5,984,916A)中被说明。特征在于:一方面,由激光产生的破裂局部非常受限制;另一方面,在对激光照射透明的材料中,可以三维自由地设置破裂部位。

[0003] US 6,552,301B2借助于超短激光脉冲广泛地进行钻孔。在备注(side remark)中注明了也可以在材料的内部进行加工。此外,仅非常简要且没有给出任何细节地指出超短激光脉冲也可以被用于屈光外科手术。

[0004] 在眼科学中,通过光学穿透去除材料被用于屈光外科手术领域,即,用于为了校正眼球的屈光力的干涉和操作。内容几乎相同的DE 199 38 203 A1和DE 100 24 080 A1以概述的方式描述了除了超短脉冲激光方法之外的几种不同的方法,特别是通 过利用脉冲激光去除材料来再成型角膜的方法。

[0005] 除了其它方法之外,DE 10 2004 033 819 A1还描述了利用fs脉冲的屈光外科手术方法。为了治疗老花眼,WO 2005/070358A1示教了通过利用fs激光脉冲去除材料在天然眼球晶状体的表面进行切割,以增大天然眼球晶状体的弹性,从而增大天然眼球晶状体的适应性调节能力。

[0006] 可以在如下出版物中找到关于眼角膜的屈光外科手术中的光致破裂(photo disruption)结果的其它检验:Kurtz RM,HorvathC,Liu HH等人的"Lamellar refractive surgery with scannedintrastromal picosecond and femtosecond laser pulses in animaleyes"(J Refract Surg.1998;14:541-548); 或 R.Krueger,J.Kuszak,H.Lubatschowski 等人的"First safety study offemtosecond laser photodisruption in animal lenses:Tissuemorphology and cataractogenesis"(Journal of Cataract &Refractive Surgery,Volume 31,Issue 12,Pages 2386-2394)。这里,研究表明,在眼角膜中以中等激光能量在角膜基质内引起的变化,例如切割用于LASIK操作的所谓的角膜片,仅需要几天至几个星期就完全愈合,并且不会留下任何可见的变化[Heisterkamp A,Thanongsak M,Kermani O,Drommer W,Welling H,Ertmer W,Lubatschowski H的"Intrastromal refractivesurgery with ultrashort laser pulses-in vivo study an rabbit eyes";Graefes Archives of Clinical and Experimental Ophthalmology241(6),

511-517(2003)]。至少，穿透光不会被影响到被治疗的患者受到穿透光干扰的程度。

[0007] 所使用的脉冲能量越低，并且聚焦程度越高（即，聚焦光学装置的数值孔径(numerical aperture，NA)越大），激光诱导破裂的精度越高，即其尺寸越小，且由此实现了材料去除。然而，光学穿透是阈值处理。根据工件的材料，存在也被称为“去除阈值”或“破裂阈值”的阈值（由密度、或者能量与面积之比、即流量(fluence)来表示），小于该阈值时不会发生破裂也不会发生材料去除。

[0008] 然而，即使小于破裂阈值，工件的材料特性特性仍然可能发生变化。该变化可能是由通过多光子吸收处理或相当的激光诱导离子化处理形成的自由电子引起的化学变化。也可能是例如由非线性产生的蓝色光或UV光引起的光化学变化。只有具有较高的能量，才能发生介质的光热诱导局部破裂或等离子体诱导局部破裂。材料特性的变化可以是例如局部限定的熔化，使得材料局部地收缩。此外，材料的屈光率和/或透明度的局部限定的变化是可能的。

[0009] 小于材料的破裂阈值的这种效果通常被用于例如在玻璃中生产光引导件[“Micromachining bulk glass by use offemtosecond laser pulses with nanojoule energy”，Chris B.Schaffer，AndréBrodeur，JoséF.Garcia，and Eric Mazur，OpticsLetters，Vol.26，Issue 2，pp.93-95]、用于在玻璃中写入3D雕刻品或者用于改变人造眼球晶状体的塑料材料的屈光率(cf.DE10 2004 033 819 A1)。然而，如今获得的对眼球的天然部件特别是角膜的实验结果确认了：流量等于或小于破裂阈值的激光脉冲的照射至少在中期或长期不会导致患者的视力的任何变化。

[0010] 不幸的是，在太多情况下，屈光外科手术的已知方法仍然具有如下缺点：一方面，结果的不可预测性；另一方面，伤口愈合过程涉及并发症。

发明内容

[0011] 本发明的目的是提供一种用于校正视力状况的激光系统和方法，该激光系统和方法代表传统可能校正方案的有利替换方案并且特别地能够被快速地执行。

[0012] 根据本发明的一种眼科激光系统具有：超短脉冲激光器，其用于输出超短激光脉冲；聚焦光学装置，其用于在患者的眼球的眼球晶状体上和/或在患者的眼球的眼球晶状体内产生至少一个焦点；偏转机构，其用于改变所述眼球晶状体上和/或所述眼球晶状体内的焦点的位置；和控制机构，其用于控制偏转机构，根据本发明的激光系统的特征在于，从超短脉冲激光器输出的激光脉冲和由聚焦光学装置确定的焦点（聚焦点）的尺寸被构造（即，被相对于彼此调整）成使得能够在焦点处施加等于或小于眼球晶状体的材料的破裂阈值的流量，该流量同时足够高以使眼球晶状体的材料的至少一种材料特性改变，偏转机构能够被所述控制机构致动，使得一组激光脉冲的焦点被配置成：通过由所述激光脉冲的施加引起的所述眼球晶状体的材料特性的变化，能够产生衍射光学结构。本发明基于如下发现：通过施加流量等于或小于破裂阈值的超短激光脉冲，可以在眼球晶状体中实现永久的材料变化，例如，屈光率和/或透明度的局部变化。与迄今为止的实验的背景相比，该发现的出人意料之处是：在类似的透明角膜中，至少不产生永久的材料变化是可能的（可能的解释是角膜和眼球晶状体的伤口复原行为不同，但是，没有进行更详细的关于本发明的这些背景技术的实验）。事实是，通过处理眼球晶状体来校正视力状况是是显而易见的，这

是因为，与角膜相比，眼球晶状体对眼球的整个屈光力的影响低得多。

[0013] 本发明中的激光脉冲和聚焦光学装置的构造或调整被如下理解：在不超过材料的去除阈值的情况下，激光脉冲被聚焦的角度（即，聚焦光学装置的数值孔径）越大，处于恒定脉冲持续时间的一个脉冲的能量越低，并且眼球晶状体的处理越精确。

[0014] 相反地，在聚焦光学装置的数值孔径相同的情况下，激光脉冲越短，脉冲能量可能越小，从而不会超过材料的去除阈值。脉冲能量越小反过来导致在焦点处的材料的变化保持被限制为极小量。

[0015] 根据本发明的激光系统的脉冲与眼球晶状体的材料的相互作用产生轻微的损伤部(lesion)。小变化（没有材料去除）留在相互作用的部位，根据系统参数的选择，损伤部可以具有1μm～2μm或者甚至小于1μm的尺寸，例如是十分之一微米或十分之二微米。可以通过选择眼球晶状体的晶核中以及晶状体皮质中或晶状体皮质上的焦点的位置来实现相互作用。在一个部位进行相互作用所需的流量不必用一个激光脉冲来堆积，而是可以通过用多个激光脉冲照射同一部位而被导入到材料中。

[0016] 根据本发明的激光系统允许用于校正视力状况的独特的新方法。与传统方法相比，避免了材料去除，从而同时避免了在眼球中形成伤口以及伤口愈合过程的任何可能并发症。与屈光外科手术的常用方法相比，另一个优点是，该方法不处理角膜，而是处理眼球晶状体。由于入射光被角膜包覆(bundle)，因此，与角膜相比，眼球晶状体中的较小结构足以影响光。所需的结构越小，该结构越能更快地产生，并且患者的不便也越少。

[0017] 由如下构造的偏转机构产生特别的优点，该偏转机构将一组激光脉冲的焦点设定成使得：通过在眼球晶状体中施加激光脉冲，能够产生衍射光学结构，即光衍射光学结构。可以根据激光参数的选择设计损伤部，使得入射光被衍射或被分散在材料特性改变的点处。如果产生多个这种损伤部，则可以根据衍射光学装置的原理在眼球内创造成像特性。借助于这些成像特性，可以校正眼球的视力状况。例如，通过产生聚焦效应，可以增大眼球的屈光力，从而校正近视眼。或者，通过产生散焦效应，可以减小眼球的屈光力，从而校正远视眼。此外，通过导入散光效应，可以校正散光眼。此外，通过导入双焦效应(bifocal effect)，可以模拟眼球的适应性调节，从而可以校正 老花眼。

[0018] 眼球晶状体中的衍射光学结构可以是与其它结构相比比较容易制造的二维衍射结构。在每一种情况下，损伤部可以被置于眼球晶状体中的一个或若干连续的“毯状物(carpet)”。

[0019] 特别地，二维衍射结构可以包括彼此同心的多个环或椭圆，该多个环或椭圆通过相应的光衍射一起改变眼球晶状体的屈光力。椭圆提供了如下可能性：沿空间中的不同方向实现不同的屈光力效果，从而校正例如散光眼。

[0020] 作为替换方案，眼球晶状体中的衍射光学结构可以是全息衍射结构即三维衍射结构。由于眼球晶状体已经提供用于容纳全息结构的三维介质，因此，该可能性成为可能。

[0021] 优选地，考虑到患者的眼球的透明部分对激光脉冲的光学影响，特别是考虑到眼角膜和眼球晶状体的前表面的光学影响，激光系统的控制机构适于致动偏转机构。这可以通过检测眼球的光学系统在激光系统中的数字图像来实现，或者可以通过使眼球的光学系统进入激光系统来实现，然后被考虑用于模拟治疗结果和/或用于产生控制数据。

[0022] 此外，有利的是，考虑到由之前的激光脉冲引起的眼球晶状体的材料变化所产生

的对激光脉冲的光学影响，控制机构适于致动偏转机构。例如，激光脉冲可以导致眼球晶状体的材料局部伸缩。于是，在定位随后的激光脉冲时应该考虑眼球晶状体的形状的该变化。

[0023] 理想地，聚焦光学装置的数值孔径 (NA) 在 0.1 ～ 1.4 的范围内，优选在 0.1 ～ 0.3 的范围内。利用该较强的聚焦，可以产生非常精确的局部受限的损伤部或材料变化。

[0024] 优选地，聚焦光学装置在眼球晶状体中的焦点的直径在 0.1μm ～ 10μm 的范围内，优选在 0.2μm ～ 3.0μm 的范围内。这样，可以在眼球晶状体中产生具有精确限定的几何形状的衍射结构。

[0025] 激光系统的激光脉冲的波长应该在 400nm ～ 1400nm 的范围内，优选在 700nm ～ 1100nm 的范围内，以尽可能低地保持眼球晶状体的前方（例如，角膜）中的分散和吸收。

[0026] 脉冲持续时间在 10fs ～ 1ps 的范围内且优选在 100fs ～ 500fs 的范围内的激光脉冲是特别有利的。利用这些激光脉冲，可以产生高精度的损伤部。

[0027] 适当的脉冲能量在 1nJ（纳焦）～ 10μJ（微焦）的范围内，优选在 100nJ ～ 3μJ 的范围内。

[0028] 如果激光脉冲的脉冲重复频率在 1kHz ～ 100MHz 的范围内，且优选在 10kHz ～ 1000kHz 的范围内，则可以在短时间内设定多个损伤部，使得可以快速地进行手术，并且可以使患者的不便最小化。

[0029] 在激光系统中，可以设置用于确定所输出的激光脉冲的脉冲重复频率和 / 或数量的致动快门元件 (shutter element)。可以由声光调制器或电光调制器实现特别快的响应时间。然而，也可以使用致动快门。

[0030] 利用根据本发明的激光系统，理想地，能够利用激光脉冲在焦点处产生在 $1\times10^{-3}J/cm^2$ ～ $3.5\times10^{4}J/cm^2$ 的范围内且优选在 $0.5J/cm^2$ ～ $100J/cm^2$ 的范围内的流量。这些值证明是对眼球晶状体材料的副破裂 (sub-disruptive) 处理特别有利的值。

[0031] 为了能够将激光脉冲精确地聚焦到预定位置，优选设置用于固定患者的眼球相对于激光系统的位置的固定部件。利用吸引环，眼球的定位将变得特别稳定。作为替换方案，如果能确保充分的精度和充分的重复频率，则可以采用所谓的“眼球跟踪器”。

[0032] 本发明还涉及一种用于产生控制数据的方法，该控制数据用于致动产生超短激光脉冲的眼科激光系统的偏转机构，该眼科激光系统优选可以是激光系统的上述变型中的一个。控制数据包括一组位置控制数据记录，其中，能够利用一个位置控制数据记录致动偏转机构，使得聚焦光学装置和偏转机构根据该位置控制数据记录确定激光系统的激光脉冲的光学焦点在患者的眼球的眼球晶状体内或眼球晶状体上的三维位置。该组位置控制数据记录被选择成使得：如果借助于至少一个超短激光脉冲在各焦点处施加小于眼球晶状体的材料的破裂阈值的流量，则能够在患者的眼球的眼球晶状体中产生衍射结构或全息结构。

[0033] 可以在激光系统自身中产生控制数据，或者使激光系统通过无线或有线连接、或者经由适当的接口以文件或数据流的方式得到控制数据。

[0034] 有利的是，位置控制数据确定在不同部位连续产生的多个焦点的序列。于是，该序列可以被选择成使得由之前的激光脉冲产生的损伤部不对随后的脉冲产生任何影响，或者使得不会直接接连地产生相邻的损伤部，从而使得眼球晶状体的材料对激光的影响具有更多的放松时间。

[0035] 如果由聚焦光学装置使焦点在 z 方向、即眼球的光轴的方向上的位置固定不变，

则各位置控制数据记录可以包括焦点的二维坐标。另外，位置控制数据记录也可以包括三维坐标。于是，z 坐标可以用于致动聚焦光学装置。位置控制数据可以被表示为笛卡儿坐标或柱面坐标。

[0036] 优选地，考虑到患者的眼球的透明部分对激光脉冲的光学影响，特别是考虑到眼角膜和眼球晶状体的前表面的光学影响，控制数据适于致动聚焦光学装置和 / 或偏转机构，从而能够将焦 点精确地置于期望位置。为此，可以使用眼球的标准模型。然而，考虑将被治疗的眼球的数字三维单独模型是更好的。这样，在干涉之前或干涉期间，可以由诸如光学相干断层扫描技术 (OCT) 或超声成像等成像方法来获得调整为患者的该数字模型。如果激光系统具有成像部件，则该成像部件可以用作治疗期间的处理结果的实时监控部件。

[0037] 如上所述，考虑到由之前的激光脉冲引起的眼球晶状体的材料或形状的变化所产生的对激光脉冲的光学影响，控制数据也可以适于致动偏转机构。

[0038] 有利地，控制数据包括用于使偏转机构的致动与来自超短脉冲激光器的激光脉冲的输出同步的同步控制数据，使得能够理想地相对于彼此调整激光脉冲的输出和焦点的各自定位。

[0039] 如果该组位置控制数据被选择成使得能够由激光脉冲的施加产生的衍射结构是二维的并且衍射结构包括彼此同心的多个环或椭圆，该方法将变得特别简单，不过该方法仍然适用于校正视力状况。这里的同心环的结构用于均一地改变眼球晶状体的屈光力，利用椭圆结构可以用于校正散光眼。

[0040] 衍射结构应该具有可见光的波长的数量级即大约 0.4μm ～ 1μm 的数量级的尺寸，从而能够通过衍射来影响入射光。也可以使用三维结构和除了环或椭圆之外的结构。

[0041] 位置控制数据可以被选择成使得能够由激光脉冲的施加产生的衍射结构被配置在平面上或配置在曲面或弧面上。

[0042] 在大多数情况下，有利的是，位置控制数据被选择成使得能够由激光脉冲的施加产生的衍射结构以患者的眼球的光轴为中心。

[0043] 本发明还涉及一种具有用于执行上述方法变型中的一种的程序代码的计算机程序，该计算机程序在计算机上运行。

[0044] 此外，本发明还涉及一种用于治疗患者的眼球的屈光外科手术方法，其中，多个超短激光脉冲在患者的眼球的天然眼球晶状体上和 / 或在天然眼球晶状体内被聚焦在若干不同的焦点，其中，利用激光脉冲在焦点处施加小于眼球晶状体的材料的破裂阈值的流量，而该流量同时足够高以使眼球晶状体的材料的材料特性改变，焦点的位置被选择成使得通过被聚焦的激光脉冲的影响而在患者的眼球的眼球晶状体中产生衍射光学结构。

[0045] 除了上述方法变型之外，例如，可以将衍射结构成型为通过相对于光轴的不同区域中的各种屈光力使得治疗后的眼球晶状体具有两个以上的不同焦距。这样，可以使老花眼、即眼球晶状体的适应性调节能力受限的人工作。

附图说明

[0046] 下面，将参照附图更详细地说明本发明的一个有利的实施方式。具体地 ：

[0047] 图 1 示意性示出了根据本发明的激光系统的实施方式。

[0048] 图 2 示出了利用根据本发明的方法沿着眼球的光轴治疗的眼球晶状体的平面图。

具体实施方式

[0049] 图 1 示意性示出了根据本发明的激光系统 1 的实施方式。特别地，激光系统 1 是眼科激光系统，即适用于眼球手术的激光系统 1。该激光系统 1 包括输出超短激光脉冲 3 形式的激光照射的激光器 2。在优选实施方式中，激光器 2 是具有在几飞秒 (fs) 至几百 fs 的范围内的脉冲持续时间的飞秒激光器 2。为了最小化的维护要求，优选例如具有或不具有随后的脉冲放大的光纤振荡器 (fiber oscillator)。激光脉冲 3 的典型值是脉冲持续时间为 100fs、脉冲能量为 1μJ、波长为 700nm ～ 1100nm、重复频率为 100kHz。

[0050] 例如单透镜或透镜系统的聚焦光学装置 4 将激光脉冲 3 聚焦到焦点 5，该聚焦光学装置 4 的数值孔径在 0.1 ～ 1.4 的范围内。聚焦光学装置 4 的焦距被选择成使得焦点位于患者的眼球 7 的眼球晶状体 6 内或位于眼球晶状体 6 上，其中，在治疗期间，患者的眼球 7 位于相对于激光系统 1 不能移动的预定位置。作为固定部件 8，例如可以使用用于保持眼球的吸引环。任选地，可以使用激光束电子自动跟踪装置（所谓的眼球跟踪器）来代替固定部件。电子跟踪装置通过视频监视来检测眼球的运动，并且借助于偏转机构 9 和聚焦光学装置 4 来跟踪眼球 7 随着激光焦点 5 的运动。

[0051] 焦点 5 的直径优选仅为 0.2μm ～ 1μm，但是也可以稍大。聚焦光学装置 4 的数值孔径和超短激光脉冲 3 的参数被相对于彼此调整，使得可以在焦点 5 处产生等于或小于眼球晶状体 6 的材料的破裂阈值的流量，即例如 $5J/cm^2$。

[0052] 在聚焦光学装置 4 的前方或后方，在激光器 2 的激光束路径中设置致动偏转机构 9。扫描系统适于用作偏转机构 9，该偏转机构 9 通常包括旋转轴线彼此垂直的两个旋转镜（未示出）。可以借助于扫描镜的旋转运动使激光束 3 横向偏转。借助于偏转机构 9，可以二维地改变激光脉冲 3 的焦点 5 的位置，使得焦点 5 可以被置于眼球晶状体 6 内的可能的弧面上的任意点。

[0053] 聚焦光学装置 4 也可以包括致动元件，该致动元件能够改变焦点 5 的尺寸和 / 或焦点 5 在 z 方向即眼球 7 的光轴 10 的方向上的位置。在该情况下，甚至可以通过聚焦光学装置 4 和偏转机构 9 的致动协作而三维地改变眼球晶状体 6 上或眼球晶状体 6 中的焦点 5 的位置。

[0054] 为了致动激光器 2、聚焦光学装置 4 和偏转机构 9，激光系统 1 包括例如可编程微处理器等的控制机构 11。控制机构 11 产生适于致动激光系统 1 的各部件的格式的控制数据。偏转机构 9 需要例如分别确定两个扫描镜的位置的位置数据记录作为控制数据。

[0055] 控制机构 11 可以经由使控制机构 11 与激光器 2、偏转机构 9 和聚焦光学装置 4 相连的数据线 12 将控制数据传递到所有这些元件。这样，控制机构 11 例如可以使偏转机构 9 与激光器 2 的激光脉冲 3 的输出同步，从而防止偏转机构 9 在激光脉冲 3 刚要到达时移动。

[0056] 控制机构 11 包括接口 13，经由该接口 13，患者的数据、测量值、命令数据或其它数据可以被输入并且随后被考虑用于计算或产生控制数据。接口 13 可以是例如驱动器、键盘、USB 口和 / 或无线接口。

[0057] 作为还可以被控制机构 11 致动的其它光学元件，在激光系统 1 中设置快门元件 14。在本实施方式中，快门元件 14 是声光调制器或电光调制器，这是因为，这些调制器具有

非常短的响应时间并且能够有选择地允许或中断两个激光脉冲 3 之间的激光照射。因此，借助于快门元件 14，输出激光脉冲 3 的数量可以固定，此外，可以自由地降低脉冲重复频率。

[0058] 下面，将说明利用眼科激光系统 1 执行的方法。如果不使用预先调整好的标准数据，则患者的数据首先经由接口 13 被输入到控制系统 11。患者的数据表示患者的眼球 7 的尺寸和 / 或视力状况。这些数据可以是患者的眼球 7 的在先测量的结果。

[0059] 控制机构 11 根据所获得的数据算出并产生控制数据。考虑到患者的眼球 7 的透明部分对激光脉冲的光学影响，特别是考虑到眼角膜和晶状体的前表面对激光脉冲的光学影响，这些控制 数据适于致动聚焦光学装置 4 和 / 或偏转机构 9。为此，控制机构 11 能够模拟出如果在患者的眼球 7 的眼球晶状体 6 中产生一定的衍射光学结构患者的视力状况如何变化。这样，控制机构能够算出用于校正患者的眼球 7 的一种或几种视力状况的理想的衍射结构。该理想的衍射结构被选择成使得 :通过同时衍射入射光，患者的眼球 7 的光学特性改变，从而大大地消除之前的视力状况。例如，衍射结构可以增大或减小患者的眼球 7 的屈光力，或者可以产生具有不同屈光力的多种区域。根据该理想的衍射结构，能够推导出必须在眼球晶状体 6 中产生的各微损伤部的位置，从而一起形成理想的衍射结构。理想的衍射结构可以是二维的或三维的。

[0060] 基于上述计算，控制数据包括一组位置控制数据记录。偏转机构 9(以及可选的聚焦光学装置 4) 被一个位置控制数据记录致动，使得聚焦光学装置 4 和偏转机构 9 根据该位置控制数据记录确定激光系统 1 的激光脉冲 3 的光学焦点 5 的三维位置。如上所述，该组位置控制数据记录还被选择成使得 :如果借助于至少一个超短激光脉冲 3 在各焦点 5 处施加小于眼球晶状体 6 的材料的破裂阈值的流量，则可以在患者的眼球 7 的眼球晶状体 6 中产生衍射结构或全息结构。考虑到由之前的激光脉冲 3 改变眼球晶状体 6 的材料或形状的变化产生的对激光脉冲 3 的光学影响，控制数据还适于致动偏转机构 9。

[0061] 如果使用自动跟踪装置 (眼球跟踪器)，则借助于固定部件 8 使待治疗的患者的眼球 7 相对于激光系统 1 处于规定位置并且将眼球 7 保持在该位置或跟踪眼球 7。控制数据经由数据线 12 从控制机构 11 被传递到激光器 2、聚焦光学装置 4、偏转机构 9 和快门元件 14。激光器 2 的多个激光脉冲 3 被输出到患者的眼球 7 并且在多个焦点 5 处被连续地聚焦在眼球晶状体 6 中或眼球晶状体 6 上。激光脉冲 3 的各焦点 5 的位置由位置控制数据记录固定并且主要借助于偏转机构 9 来改变。在各焦点 5 处，施加一个或若干个激光脉冲 3。沉积于焦点 5 的能量密度 (流量) 产生材料特性局部改变、优选透明度或屈光率局部改变的损伤部。由多个损伤部一起形成衍射结构。

[0062] 图 2 示出了治疗后的眼球晶状体 6 中的这种衍射结构 20 的比较简单的示例。图 2 是患者的眼球 7 的在眼球 7 的光轴 10 的方向上的图。衍射结构 20 由彼此同心且与光轴 10 同心的若干环 21 构成，这里示出了三个环 21。各环 21 均由眼球晶状体 6 的相邻的多个损伤部 22 构成为连续的“毯状物”(carpet)，各环 21 均形成在激光照射的焦点 5 的部位。可以在 x-y 坐标系中表示各损伤部 22 的位置，一个位置控制数据记录对应一个损伤部 22 的位置。

[0063] 两个环 21 之间的距离 d 在可见光的波长的数量级，但是也可以稍大，即，在 0.2μm ～ 2.5μm 的范围内。损伤部 22 永久 (或者至少相当长时间) 地残留在眼球晶状体

6 中。因此，衍射结构 20 可以均等且永久地校正治疗后的眼球的视力状况。

[0064] 在下表中，以适于进行根据本发明的方法的示例的方式给出了一些参数：

[0065]

参数	用于弱效果的值	用于强效果的值	典型值（例1）	典型值（例2）
脉冲持续时间T [fs]	10	1000	100	500
脉冲能量F [nJ]	1	10,000	100	1000
平均激光功率[MW]	0.1	10	1	2
焦点的直径[μm]	0.2	10	0.5	5
焦点面积A[cm²]	3.14 E-10	7.85 E-07	1.96 E-09	1.96 E-07
密度I [W/cm²]	1.27	3.18 E+18	5.09 E+14	1.02 E+13
流量F [J/cm²]	1.27 E-03	3.18 E+04	5.09 E+01	5.09 E+00

[0066] “用于弱效果的值”表示眼球晶状体 6 的变化尽可能得小并且被限制到空间非常小的相互作用区域。利用这些值，可以非常精确地治疗眼球晶状体；然而，为了产生衍射结构 20 的较大表面，可能需要尽可能多的损伤部，这意味着相应长的手术时间。“用于强效果的值”表示大体积的材料变化。相应地，手术需要较少的激光脉冲；然而，用给定值较强地压迫眼球晶状体 6 的材料。如“例 1”和“例 2”所示，给出了特别适于该方法的典型值。

[0067] 以所说明的实施方式为基础，根据本发明的激光系统和方法可以在许多方面进行变型。如上所述，衍射结构 20 也可以是三维的，即全息结构。也可以如下构思：在眼球晶状体 6 的内部不产生衍射结构，而是产生屈光结构，即，具有凹面或凸面并且具有比天然眼球晶状体材料高或低的屈光力的“晶状体区域”。

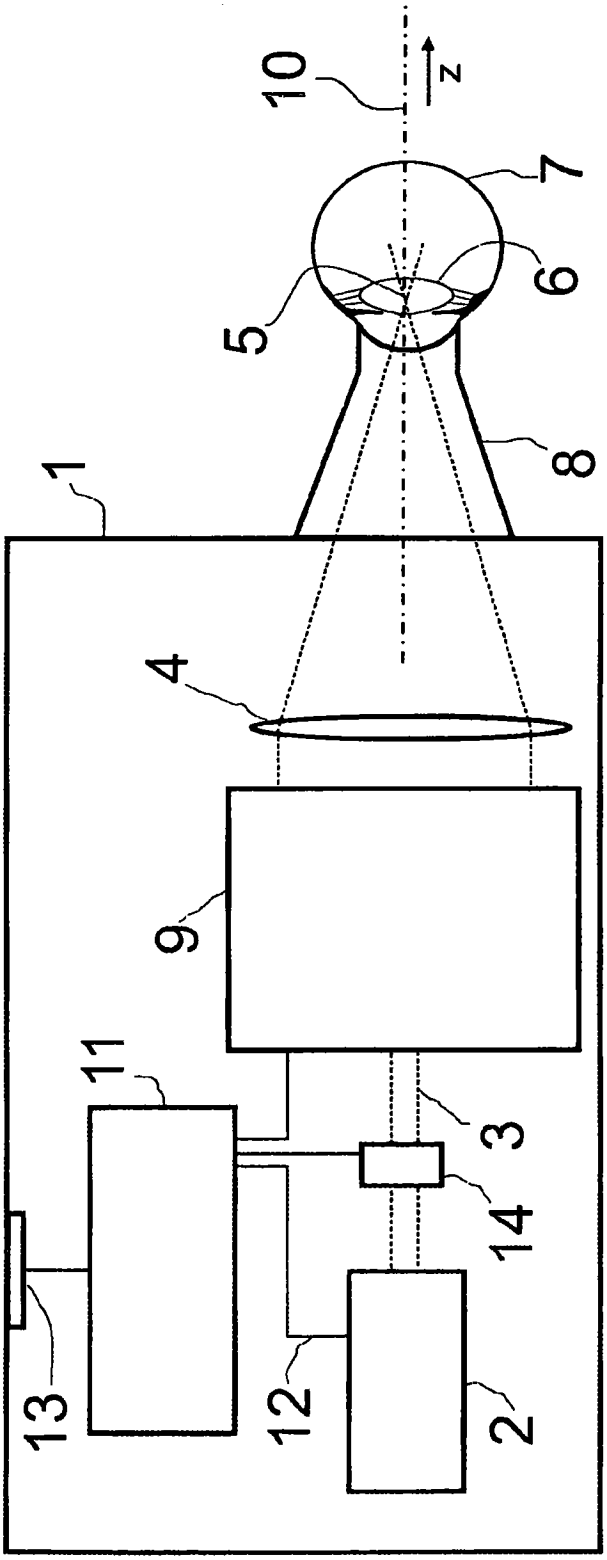


图 1

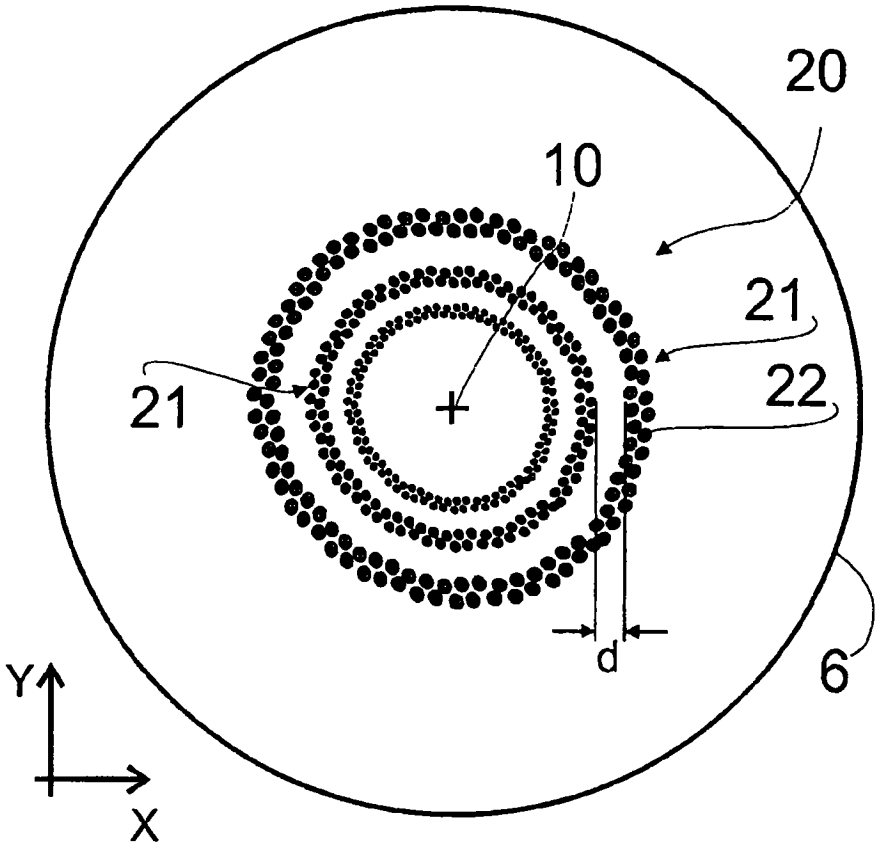


图 2