



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110325153 B

(45) 授权公告日 2022.03.29

(21) 申请号 201880012048.0

(73) 专利权人 艾瑞黛克斯公司

(22) 申请日 2018.02.09

地址 美国加利福尼亚

(65) 同一申请的已公布的文献号

(72) 发明人 H·陈

申请公布号 CN 110325153 A

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所
有限公司 11038

(43) 申请公布日 2019.10.11

代理人 冯薇

(30) 优先权数据

(51) Int.CI.

62/459,466 2017.02.15 US

A61F 9/008 (2006.01)

62/516,478 2017.06.07 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2019.08.15

CN 1714740 A, 2006.01.04

(86) PCT国际申请的申请数据

US 4856513 A, 1989.08.15

PCT/US2018/017561 2018.02.09

IL 129227 D0, 2000.02.17

(87) PCT国际申请的公布数据

KR 200440586 Y1, 2008.06.19

W02018/152020 EN 2018.08.23

CN 105877974 A, 2016.08.24

审查员 杜培培

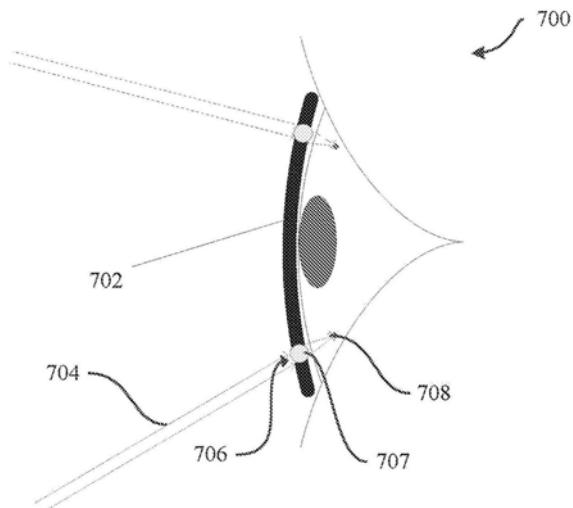
权利要求书2页 说明书22页 附图11页

(54) 发明名称

用于使用广域光源来诊治眼睛的方法和眼罩装置

(57) 摘要

用于诊治眼睛的基于光的系统包括被构造用于定位在眼睛上的眼罩和被构造为递送治疗光的光源。罩具有能够抵靠眼睛定位的内表面和与内表面相对的外表面。罩是光学不透明的，以防止光透射通过罩，并且眼罩包括至少一个透明开口，该至少一个透明开口允许光透射通过罩到达透明开口后面的眼睛的目标组织。光源相对于眼罩定位，使得所递送的治疗光照射透明开口和罩的至少一部分。治疗光穿过透明开口到达定位在透明开口后面的目标组织。



1. 一种用于诊治患者眼睛的基于光的系统,所述基于光的系统包括:

眼罩,被构造用于定位在患者的眼睛上,眼罩具有能够抵靠眼睛定位的内表面和与内表面相对的外表面,眼罩是光学不透明的,以防止光透射通过眼罩,并且眼罩包括多个透明开口,所述多个透明开口允许光透射通过眼罩到达定位在透明开口后面的目标组织;以及

光源,被构造为递送治疗光,光源相对于眼罩定位,使得所递送的治疗光照射所述多个透明开口中的至少一个透明开口和眼罩的至少一部分,使得治疗光穿过所述至少一个透明开口到达定位在透明开口后面的目标组织,

其中每个透明开口相对于眼睛的角膜缘径向向外定位,使得眼睛的虹膜和瞳孔保持被光学不透明的眼罩覆盖。

2. 如权利要求1所述的基于光的系统,其中眼罩的外表面是反射性的,使得与眼罩的光学不透明外表面接触的治疗光被反射远离眼罩的外表面。

3. 如权利要求1所述的基于光的系统,还包括定位在眼罩和光源之间的间隔物以便将眼罩与光源分离,所述间隔物具有近端和与近端相对的远端,近端能够与光源耦合,并且远端定位在眼罩的顶上。

4. 如权利要求1所述的基于光的系统,还包括控制单元,所述控制单元能够操作地与光源耦合,以控制以自动方式将治疗光递送到眼睛的目标组织,其中:

所述控制单元被构造为控制光源以将治疗光的一系列脉冲递送到目标组织,所述一系列脉冲中的每个脉冲足以引起目标组织的治疗性愈合,而不造成目标组织的传统光凝固;或者

所述控制单元被构造为控制光源以将治疗光的单个脉冲或闪光递送到目标组织,所述单个脉冲或闪光足以引起目标组织的治疗性愈合。

5. 如前述权利要求中任一项所述的基于光的系统,还包括定位在所述至少一个透明开口内的反射性材料,以将透射通过至少一个透明开口的治疗光以一定角度反射,用于对定位在眼罩后面的组织进行眼科诊治,其中:

所述反射性材料沉积在所述至少一个透明开口的内表面上;或者

所述反射性材料部署在定位在所述至少一个透明开口内的透镜部件内。

6. 如权利要求5所述的基于光的系统,其中所反射的治疗光的角度在30至120度之间。

7. 如权利要求1-4中任一项所述的基于光的系统,其中眼罩的外表面包括被构造为将光转换成电能的材料,使得入射在眼罩的外表面上的治疗光被转换成电能,并且可选地,其中眼罩还包括经由所述材料所产生的电能供电的电子部件,并且其中可选地,所述电子部件包括传感器、MEMS镜、无线信号收发器或功率检测器。

8. 如权利要求1所述的基于光的系统,其中光源是广域光源,诸如VCSEL或LED。

9. 一种用于诊治患者眼睛的眼罩,该眼罩能够定位在患者的眼睛上并且该眼罩包括:

内表面,被构造为抵靠眼睛定位;

外表面,与内表面相对,眼罩是光学不透明的,以防止光透射通过眼罩;以及

多个透明开口,允许光透射通过眼罩到达定位在所述眼罩后面的眼睛的目标组织,

其中所述眼罩是能够穿戴的接触透镜;以及

其中每个透明开口相对于眼睛的角膜缘径向向外定位,使得眼睛的虹膜和瞳孔保持被光学不透明的眼罩覆盖。

10. 如权利要求9所述的眼罩,其中眼罩的外表面是反射性的,使得与该外表面接触的光被反射远离眼罩。

11. 如权利要求9-10中任一项所述的眼罩,还包括反射性材料,该反射性材料定位在所述多个透明开口中的至少一个透明开口内,以将透射通过至少一个透明开口的光以一定角度反射,用于对定位在眼罩后面的组织进行诊治,其中:

所述反射性材料沉积在所述至少一个透明开口的内表面上;或者

所述反射性材料部署在定位在所述至少一个透明开口内的透镜部件内。

12. 如权利要求11所述的眼罩,其中所反射的治疗光的角度在30至120度之间。

13. 如权利要求9-10中任一项所述的眼罩,还包括被构造为将光转换成电能的材料,使得入射在眼罩的外表面上的光被转换成电能,并且可选地,其中眼罩还包括经由该眼罩所产生的电能供电的电子部件,并且可选地,其中所述电子部件包括传感器、MEMS镜、无线信号收发器或功率率检测器。

用于使用广域光源来诊治眼睛的方法和眼罩装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年2月15日提交的标题为“Method and Eye Mask Apparatus for Treating an Eye Using a Broad Area Light Source”的临时美国专利申请62/459,466和2017年6月7日提交的标题为“Method and Eye Mask Apparatus for Treating an Eye Using a Broad Area Light Source”的临时美国专利申请62/516,478的优先权。上面提到的两个临时美国专利申请的全部公开内容都出于所有目的通过引用并入本文,如同在此完全阐述一样。本申请还涉及2017年2月15日提交的标题为“Method and Apparatus for Cyclo-Scanner Using Surface Emitting Lasers or LEDs”的临时美国专利申请62/459,487和与本申请同时提交并属于同一受让方的标题为“Method and Apparatus for Cyclo-Scanner Using Surface Emitting Lasers or LEDs”的代理人案号92081-006310US-1075643,其全部内容出于所有目的通过引用并入本文。

背景技术

[0003] 本公开一般而言涉及用于诊治(treat)青光眼的医疗系统、设备和方法。青光眼是导致失明的主要原因。青光眼涉及视神经病变的特征性模式中的视网膜神经节细胞的丧失。未经诊治的青光眼可以导致视神经的永久性损伤和由此导致的视野丧失,这可能发展成失明。由于青光眼引起的视野丧失常常在很长一段时间内逐渐发生,并且只有在丧失已经很大的时候才会被识别出来。一旦丧失,这个受损的视野永远无法恢复。

[0004] 升高的眼内压(IOP)是发展青光眼的重要风险因素。IOP是由眼睛的睫状体产生房水并通过小梁网和所有其它流出通路(pathway)(包括葡萄膜巩膜通路)引流的功能。房水是电解质、有机溶质和为眼睛前房的非血管化组织提供营养的其它蛋白质的复杂混合物。房水从睫状体流入后房,由晶状体和睫状小带向后界定,并由虹膜向前界定。然后房水通过虹膜的瞳孔流入前房,由虹膜向后界定,并由角膜向前界定。在常规的房水外流路径中,小梁网将房水从前房经由Schlemm管排出到巩膜丛和一般的血液循环中。在开角型青光眼中,通过小梁网的流量减少。在闭角型青光眼中,虹膜向前推靠在小梁网上,从而防止流体流出。

[0005] 葡萄膜巩膜外流是在青光眼的管理中变得越来越重要的非常规通路。在葡萄膜巩膜外流中,房水从前房进入睫状肌并通过睫状体上腔并穿过前巩膜或后巩膜。葡萄膜巩膜外流可以显著促进总体房水外流。

[0006] 目前,青光眼疗法旨在通过限制房水的产生或者通过增加房水的外流来降低IOP。诸如 β -阻断剂、碳酸酐酶抑制剂等的药物被用作减少房水产生的主要诊治。药物也可以用作增加房水外流的主要疗法。缩瞳剂和胆碱能药物增加小梁流出,而前列腺素药物(例如拉坦前列素(Latanoprost)和比马前列素(Bimatoprost))增加了葡萄膜巩膜外流。但是,这些药物价格昂贵并且具有不期望的副作用,这会随着时间的推移而引起依从性依赖问题。

[0007] 外科手术也可以用于增加外流或降低房水的产生。激光小梁成形术是在小梁网区域上应用激光束以增加外流。睫状体冷冻疗法和激光经巩膜环形光凝术是通过睫状突降低

房水的产生的外科手术尝试。虽然它们可能是有效的,但这些破坏性外科手术干预通常被用作管理青光眼的最后资源,因为存在眼球痨的严重并发症的风险。环形破坏性外科手术过程的其它不良副作用可以包括低眼压和前眼部分的炎症,这可能与黄斑并发症的发生率增加有关。还有其它不良副作用包括前房的短暂性出血和分泌液、葡萄膜炎、视力丧失和坏死性巩膜炎。

[0008] 在激光经巩膜环形光凝术中,高强度连续波(CW)红外激光能量被引导通过睫状体区域的选定部分到睫状体、巩膜层下面的结构和覆盖的结膜。睫状体的选定部分和相关突起(process)被永久性破坏,从而减少房水的总体产生。激光能量可以通过空气引导到坐在特殊裂隙灯处的患者。可替代地,可以通过使用放置成与患者眼球接触的光纤电话来递送激光能量。但是,在两种激光能量递送方法中,准确且重复地将激光束引导到表面下不可见的目标(诸如睫状体)对于外科医生来说可以是具有挑战性的。

[0009] 常规的基于激光的手术系统使用单个光源,诸如边缘发射二极管激光器、二极管泵送固态激光器或光纤激光器来诊治青光眼病症。在这种常规系统中,来自激光器的光通过光波导(例如,多模光纤探针)运输到眼睛中的诊治部位。用于青光眼诊治的探针通常接触眼睛的表面,其中激光源在目标或诊治点释放脉冲能量。然后将探针移动到不同的目标或诊治点,通常以围绕眼睛边缘的顺时针或逆时针旋转,然后再次使用探针在新的目标或诊治点释放脉冲能量。这个过程通常被称为用于诊治眼睛的“经巩膜环形光凝术”。

[0010] 虽然现有技术的系统、方法和设备已经提供了本领域的进步,但是需要改进的系统,该系统较少依赖于医生或操作者的定位并且较少依赖于昂贵的光源和/或复杂的光学系统。

发明内容

[0011] 本公开的实施例一般而言涉及眼科激光诊治系统。在一些实施例中,眼科激光诊治系统可以包括定位在眼睛上面的透镜或眼罩以及被构造为朝着眼罩和眼睛递送治疗光(therapeutic light)的光源。在某些实施例中,眼科激光诊治系统可以用于提供类似于患者眼睛的睫状体光凝术的诊治以用于诊治青光眼。

[0012] 透镜或眼罩提供优于常规系统的若干优点,包括使用广域光源,这导致对传统激光控制台、传统诊治探针和/或昂贵光学波导、瞄准光束、激光准直设备的较小依赖性。使用广域光源和透镜或眼罩可以大大降低制造和/或诊治成本。此外,透镜或眼罩可以提供更一致、更可靠和更安全的诊治应用,这些诊治应用较少依赖于医疗保健专业人员(HCP)来精确对准和控制诊治光束。

[0013] 根据一方面,用于诊治患者眼睛的基于光的系统包括诸如接触透镜(contact lens)的眼罩,眼罩被构造为用于定位在患者的眼睛上。眼罩具有能够抵靠眼睛定位的内表面和与内表面相对的外表面。眼罩是光学不透明和反射性的,使得与眼罩接触的光被反射远离眼罩的外表面。眼罩包括允许光穿过眼罩的至少一个透明开口。透明开口围绕眼罩定位,使得当眼罩定位在患者的眼睛上时,透明开口相对于眼睛的角膜缘径向向外定位。

[0014] 系统还包括被构造为朝着眼罩递送治疗光的光源。光源相对于眼罩定位,使得光源照射透明开口和眼罩的至少一部分,使得治疗光的一部分穿过透明开口以瞄准眼睛内的组织。在一个实施例中,透明开口包括多个开口,其中每个开口相对于眼睛的角膜缘径向向

外定位。在这样的实施例中，光源通常同时照射多个开口。眼罩可以包括1至100个开口，更常见地包括5至40个开口，并且每个开口可以具有1微米至1000微米之间、10微米至1000微米之间，更常见地50微米至600微米之间的开口直径。在其它实施例中，透明开口是相对于眼睛的角膜缘径向向外定位的细长或环形槽。在这样的实施例中，光源通常照射细长或环形槽的整个区域。在一些实施例中，透明开口包括会聚光学元件(例如，微型球透镜)或发散光学元件(例如，微型凹透镜)和/或非光束形成材料。

[0015] 系统还可以包括定位在眼罩和光源之间的间隔物(spacer)，以便将眼罩与光源分离。间隔物具有近端和与近端相对的远端。近端可以与光源可耦合，并且远端可以与眼罩对准或定位在眼罩顶上。间隔物包括透明材料(诸如自由空间(free-space))，该透明材料将眼罩暴露于从光源递送的治疗光。

[0016] 眼罩通常包括反射性材料，该反射性材料定位在眼罩的外表面上并且将光反射远离眼罩的外表面。眼罩可以由透明材料制成，并且可以由于定位在眼罩的外表面上的反射性材料而变得不透明。在这样的实施例中，可以在反射性材料中蚀刻或以其它方式形成多个开口。

[0017] 系统可以附加地包括控制单元，该控制单元可操作地与光源耦合，以控制以自动方式将治疗光递送到眼睛的目标组织。控制单元可以被构造为控制光源以将治疗光的一系列脉冲递送到目标组织，其中该系列的每个脉冲足以引起目标组织的治疗性愈合，而不造成目标组织的传统光凝固。对每个脉冲足以在不造成传统光凝固的情况下引起治疗性愈合的描述意味着在目标组织上或与目标组织相关联不存在可见损伤，诸如目标组织的发白。在其它实施例中，控制单元可以被构造为控制光源以将治疗光的单个脉冲或闪光递送到目标组织，其中单个脉冲或闪光足以引起目标组织的治疗性愈合。光源可以具有与眼睛的曲率对应的弯曲构造，使得治疗光以与眼睛表面相对垂直的角度进入眼睛。例如，治疗光的入射角可以在直角的+/-10度内。光源可以是广域光源，诸如VCSEL、LED等。

[0018] 眼罩的外表面可以包括被构造为将光转换成电力的材料(例如，太阳能电池材料)，使得入射在眼罩的外表面上的治疗光被转换成电能。被构造为将光转换成电力的材料可以覆盖眼罩表面积的至少百分之50。眼罩还可以包括经由太阳能电池材料所产生的电力供电的电子部件。该电子部件可以是传感器、MEMS镜、无线信号收发器、功率检测器或任何其它电子部件。眼罩还可以包括嵌入在至少一个透明开口中的无源或有源光学部件。无源或有源光学部件可以与透射通过至少一个透明开口的治疗光相互作用。

[0019] 在一些实施例中，反射性材料可以定位在眼罩的至少一个透明开口内，以将透射通过至少一个开口的治疗光以一定角度反射，用于定位在眼罩后面的组织的眼科诊治。反射性材料可以沉积在至少一个透明开口的内表面上，或者可以部署在定位在至少一个透明开口内的透镜部件内。透镜部件可以是有源部件，其中反射性材料在至少一个透明开口内的相对位置是可调节的。可调节的有源部件可以调节所反射的治疗光的角度，以确保瞄准目标内的期望组织。在一些实施例中，反射性材料以预选角度部署在至少一个透明开口内。可以选择该预选角度，使得所反射的治疗光入射在Schlemm管上。所反射的治疗光的角度可以大于30度，并且在一些实施例中可以在30至120度之间。

[0020] 根据另一方面，用于诊治患者眼睛中的青光眼的基于光的系统包括被构造用于定位在患者的眼睛上的透镜。透镜具有能够抵靠眼睛定位的内表面和与内表面相对的外表

面。透镜是光学不透明的,以防止光透射通过透镜。透镜包括至少一个透明开口,该至少一个透明开口允许光透射通过透镜到达定位在透明开口后面的眼睛的组织。系统还包括被构造为递送治疗光的光源。光源相对于透镜定位,使得所递送的治疗光照射透明开口和透镜的至少一部分,使得治疗光穿过透明开口到达定位在透明开口后面的目标组织。

[0021] 在一些实施例中,所述透明开口包括允许治疗光穿过透镜的多个透明开口。在这样的实施例中,当透镜定位在眼睛上时,多个透明开口的每个开口朝着眼睛的角膜缘径向向外定位。在其它实施例中,透明开口是细长或环形槽。在这样的实施例中,当透镜定位在眼睛上时,细长或环形槽朝着眼睛的角膜缘径向向外定位。

[0022] 透镜的外表面通常是反射性的,使得与透镜的光学不透明外表面接触的治疗光被反射远离外表面。系统还可以包括定位在透镜和光源之间的间隔物,以便将透镜与光源分离。间隔物具有近端和与近端相对的远端。近端能够与光源耦合,并且远端定位在透镜顶上。

[0023] 系统还可以包括控制单元,该控制单元可操作地与光源耦合,以控制以自动方式将治疗光递送到眼睛的目标组织。在一个实施例中,控制单元可以被构造为控制光源以将治疗光的一系列脉冲递送到目标组织,其中该系列的每个脉冲足以引起目标组织的治疗性愈合,而不造成目标组织的传统光凝固。在另一个实施例中,控制单元可以被构造为控制光源以将治疗光的单个脉冲或闪光递送到目标组织,其中单个脉冲足以引起目标组织的治疗性愈合。

[0024] 根据另一方面,用于使用基于光的系统来诊治患者眼睛中的青光眼的方法包括将罩定位在眼睛的表面上,使光源相对于罩对准,以及将治疗光从光源朝着罩递送。罩包括内表面和与内表面相对的外表面。罩是光学不透明的,以防止光透射通过罩。罩还包括至少一个透明开口,该至少一个透明开口允许光透射通过光学不透明的罩到达定位在透明开口后面的眼睛的目标组织。治疗光从光源并朝着罩递送,以便照射透明开口和光学不透明罩的至少一部分,使得治疗光中的至少一些穿过透明开口到达定位在透明开口后面的目标组织。

[0025] 将光源相对于罩对准可以包括将间隔物定位在罩和光源之间以将罩与光源分离。间隔物可以具有近端和与近端相对的远端,近端能够与光源耦合,并且远端定位在罩顶上。该方法还可以包括激活控制单元,以便以自动方式从光源递送治疗光。在一个实施例中,以自动方式从光源递送治疗光包括将治疗光的一系列脉冲递送到目标组织,其中该系列的每个脉冲足以引起目标组织的治疗性愈合,而不造成目标组织的传统光凝固。在另一个实施例中,以自动方式从光源递送治疗光包括将治疗光的单个脉冲或闪光递送到目标组织,其中治疗光的单个脉冲或闪光足以引起目标组织的治疗性愈合。

[0026] 在一些实施例中,罩包括反射性材料,该反射性材料定位在罩的外表面上并且将光反射远离罩的外表面。透明开口可以包括多个开口,并且可以进行从光源递送治疗光以便同时照射多个开口中的每个开口。同时照射多个开口中的每个开口可以实现类似于睫状体光凝术激光诊治的眼睛诊治。在其它实施例中,透明开口可以是细长或环形槽,并且可以从光源递送治疗光以照射细长或环形槽的整个区域。

[0027] 根据又一方面,提供了用于诊治患者眼睛的罩(例如,接触透镜)。罩能够定位在患者的眼睛上,并且包括能够抵靠眼睛定位的内表面和与内表面相对的外表面。罩是光学不

透明的,以防止光透射通过罩。罩还包括至少一个透明开口,该至少一个透明开口允许光透射通过罩到达定位在至少一个透明开口后面的眼睛的目标组织。罩的外表面包括被构造为将光转换成电力的材料,使得入射在罩的外表面上的光被转换成电能。眼罩的尺寸通常足够大以覆盖眼睛的巩膜区域,因此一旦插入罩,该罩就不会相对于角膜移动。

[0028] 罩是系统的部件,该系统还包括被构造为递送治疗光的光源。光源相对于罩定位,使得所递送的治疗光照射至少一个透明开口和罩的至少一部分,使得治疗光穿过至少一个透明开口到达定位在透明开口后面的目标组织。光源可以是广域光源,诸如VCSEL或LED。系统还可以包括定位在罩和光源之间的间隔物,以将罩与光源分离。间隔物可以具有近端和与近端相对的远端。近端可以能够与光源耦合,并且远端可以与罩对准。间隔物可以包括透明材料(诸如自由空间),该透明材料将罩的至少一部分暴露于从光源递送的治疗光。

[0029] 系统还可以包括能够操作地与光源耦合的控制单元,以便以自动方式控制治疗光向眼睛的目标组织的递送。控制单元可以被构造为控制光源以将治疗光的一系列脉冲递送到目标组织,其中每个脉冲足以引起目标组织的治疗性愈合,而不造成目标组织的传统光凝固。在其它实施例中,控制单元可以被构造为控制光源以将治疗光的单个脉冲或闪光递送到目标组织。治疗光的单个脉冲或闪光可以足以引起目标组织的治疗性愈合。

[0030] 被构造为将光转换成电力的材料可以是太阳能电池材料。罩还可以包括经由罩所产生的电力供电的电子元件。电子部件可以是传感器、MEMS镜、无线信号收发器、功率检测器等。罩可以附加地包括无源或有源光学部件,该无源或有源光学部件嵌入在至少一个开口中以与透射通过至少一个开口的光相互作用。被构造为将光转换成电力的材料覆盖罩的表面积的至少百分之50。

[0031] 在一些实施例中,罩包括多个透明开口(例如,1至100个开口,更常见地是在5至40个开口)。在这样的实施例中,每个开口可以相对于眼睛的角膜缘径向向外定位,并且光源可以同时照射每个开口。每个开口可以具有1至1000微米、10至1000微米之间、更常见地是100至600微米之间的开口直径。在其它实施例中,透明开口可以是相对于眼睛的角膜缘径向向外定位的细长或环形槽。光源可以照射细长或环形槽的一部分,或者更通常地照射整个细长或环形槽。反射性材料可以定位在罩的外表面上,并且可以将光反射远离罩的外表。罩可以由透明材料制成,并且由于定位在罩的外表面上的反射性材料可以使得罩不透明。在这样的实施例中,可以在反射性材料中蚀刻或形成多个开口。

[0032] 根据另一方面,提供了用于诊治患者眼睛的透镜。透镜能够定位在患者的眼睛上,并且包括能够抵靠眼睛定位的内表面和与内表面相对的外表面。透镜还包括被构造为将光转换成电力的材料,使得入射在透镜的至少一部分上的光被转换成电能。被构造为将光转换成电力的材料覆盖透镜的表面积的至少百分之50。透镜的至少一部分可以是光学不透明的,以防止光透射通过透镜,并且被构造为将光转换成电力的材料可以定位在透镜的光学不透明部分上。透镜通常还包括至少一个透明开口,该至少一个透明开口允许光透射通过透镜到达定位在至少一个透明开口后面的眼睛的目标组织。

[0033] 透镜还可以包括无源或有源光学部件,该无源或有源光学部件嵌入在至少一个开口中以与透射通过至少一个开口的光相互作用。透镜可以附加地包括经由透镜所产生的电力供电的电子元件。电子部件可以是传感器、MEMS镜、无线信号收发器、功率检测器等。

[0034] 根据另一方面,提供了经由透镜将光能转换成电力的方法。该方法包括提供能够

定位在眼睛上的透镜，其中透镜包括内表面、与内表面相对的外表面，以及被构造为将光转换成电力以使得入射在透镜的至少一部分上的光转换成电能的材料。该方法还包括用光照射透镜，使得光的至少一部分经由被构造为将光转换成电力的材料被转换成电力。被构造为将光转换成电力的材料覆盖透镜的表面积的至少百分之50。

[0035] 透镜的至少一部分通常是光学不透明的，以防止光透射通过透镜，并且被构造为将光转换成电力的材料定位在透镜的光学不透明部分上。透镜通常还包括至少一个透明开口，该至少一个透明开口允许光透射通过透镜到达定位在至少一个透明开口后面的眼睛的目标组织。透镜还可以包括无源或有源光学部件，该无源或有源光学部件嵌入至少一个开口中以与透射通过至少一个开口的光相互作用。透镜可以附加地包括经由透镜所产生的电力供电的电子部件。电子部件可以是传感器、MEMS镜、无线信号收发器、功率检测器等。

[0036] 根据另一方面，提供了用于诊治患者眼睛的罩(例如，接触透镜)。罩能够定位在患者的眼睛上，并且包括能够抵靠眼睛定位的内表面和与内表面相对的外表面。罩是光学不透明的，以防止光透射通过罩，并且罩包括至少一个透明开口，该至少一个透明开口允许光透射通过罩到达定位在罩后面的眼睛的组织。罩还包括反射性材料，该反射性材料位于至少一个透明开口内以将透射通过开口的光以一定角度反射，用于对定位在罩后面的组织进行眼科诊治。经由反射性材料反射的光可以从广域光源(诸如VCSEL或LED)递送。

[0037] 反射性材料可以沉积在至少一个透明开口的内表面上，或者反射性材料可以部署在定位在至少一个透明开口内的透镜部件内。透镜部件可以是有源部件，使得反射性材料在至少一个透明开口内的相对位置是可调节的，以便调节透射通过至少一个透明开口的反射光的角度。这个过程可以类似于角透镜(gonio lens)反射。反射性材料可以在至少一个透明开口内以预选角度部署或定向，使得反射光入射在Schlemm管上。反射光的角度可以大于30度，诸如在30至120度之间。

[0038] 在一些实施例中，罩可以被构造为与定位在罩和光源之间的间隔物一起使用，以便将罩与光源分离。间隔物可以具有近端和与近端相对的远端。间隔物的近端能够与光源耦合，并且间隔物的远端可以与罩对准。间隔物可以由透明材料(诸如自由空间)制成，该透明材料将罩的至少一部分暴露于从光源递送的治疗光。

[0039] 罩、间隔物和光源可以是光疗系统的部件，该部件还可以包括控制单元，该控制单元能够操作地与光源耦合以控制以自动方式将治疗光递送到眼睛的组织。控制单元可以被构造为控制光源，以便将治疗光的一系列脉冲递送到组织。一系列脉冲中的每个脉冲可以足以引起目标组织的治疗性愈合，而不造成组织的传统光凝固。在其它实施例中，控制单元可以被构造为控制光源以将光的单个脉冲或闪光递送到组织。单个脉冲或闪光可以足以引起组织的治疗性愈合。

[0040] 在一些实施例中，罩包括多个开口(例如，在1至100个开口，更常见地是5至40个透明开口)，其中每个开口相对于眼睛的角膜缘径向向外定位。在这样的实施例中，反射性材料通常位于每个透明开口内，以将透射通过每个透明开口的光相对于光的初始行进方向以一定角度反射。可以使用光源同时照射每个透明开口。每个透明开口可以具有1至1000微米之间、10至1000微米之间以及更常见地100至600微米之间的开口直径。

[0041] 在其它实施例中，透明开口可以是细长或环形槽，该细长或环形槽相对于眼睛的角膜缘径向向外定位。反射性材料可以沿着细长或环形槽的至少一部分定位，以将透射通

过细长或环形槽的光以一定角度反射，或者反射性材料可以沿着细长或环形槽的整个长度定位。罩还可以包括位于罩的外表面上的反射性材料，该反射性材料将光反射远离罩的外表面。罩可以由透明材料制成，并且由于定位在罩外表面上的反射性材料可以使得罩不透明。可以在反射性材料中蚀刻或形成透明开口。

[0042] 根据另一方面，提供了用于诊治患者眼睛的透镜。该透镜能够定位在患者的眼睛上，并且包括能够抵靠眼睛定位的内表面和与内表面相对的外表面。反射性材料部署在透镜内。反射性材料被构造为将透射通过透镜的诊治光以一定角度反射，用于对眼睛组织的眼科诊治，该眼睛组织从诊治光的轴偏离轴线（off-axis）。透镜通常是光学不透明的，以防止诊治光透射通过透镜，并且透镜通常包括至少一个透明开口，该至少一个透明开口允许诊治光透射通过至少一个透明开口。反射性材料可以部署在至少一个透明开口内。

[0043] 反射性材料可以沉积在至少一个透明开口的内表面上，或者反射性材料可以部署在定位在至少一个透明开口内的透镜部件内。透镜部件可以是有源部件，使得反射性材料在至少一个透明开口内的相对位置是可调节的，以便调节透射通过至少一个透明开口的反射光的角度。反射性材料可以在透镜内以预选角度部署或定向，使得所反射的诊治光入射在Schlemm管上。所反射的诊治光的角度可以大于30度，诸如在30至120度之间。

[0044] 根据另一方面，提供了用于使用基于光的系统来诊治患者眼睛的方法。该方法包括将透镜定位在眼睛的表面上，其中透镜包括内表面、与内表面相对的外表面、以及部署在透镜内的反射性材料。该方法还包括将光源相对于透镜对准并将治疗光从光源朝着透镜递送，使得所递送的治疗光的至少一部分照射反射性材料并被反射性材料以一定角度朝着眼睛内的组织反射，该眼睛内的组织从从光源递送的治疗光的轴偏离轴线。在具体实施例中，照射反射性材料的治疗光朝着眼睛的Schlemm管的组织反射。

[0045] 所反射的治疗光的角度可以大于30度，诸如在30至120度之间。透镜可以是光学不透明的，以防止治疗光透射通过透镜，并且透镜可以包括至少一个透明开口，该至少一个透明开口允许治疗光透射通过至少一个透明开口。反射性材料可以部署在至少一个透明开口内。反射性材料可以沉积在至少一个透明开口的内表面上，或者反射性材料可以部署在定位在至少一个透明开口内的透镜部件内。在一些实施例中，透镜部件可以是有源部件，并且该方法可以包括调节反射性材料在至少一个透明开口内的相对位置，以便调节透射通过至少一个透明开口的治疗光的角度。

[0046] 本专利所覆盖的公开内容的实施例由以下权利要求而非本发明内容限定。本发明内容是本公开的各个方面的高级概述，并且介绍了在下面的具体实施方式部分中进一步描述的一些概念。本发明内容不旨在识别所要求保护的主题的关键或必要特征，也不旨在单独使用以确定所要求保护的主题的范围。本主题应当通过参考本专利的整个说明书的适当部分、任何或所有附图和每项权利要求来理解。

附图说明

[0047] 将仅通过示例并参考附图来描述本公开的进一步的细节、方面和实施例。在附图中，相同的标号用于识别相同或功能相似的元件。为简单和清楚起见而示出图中的元件，并且不一定按比例绘制。

[0048] 图1A示出了眼睛的解剖结构，其中相关部分被标记以提供解剖学参考。

- [0049] 图1B示出了眼睛解剖结构的进一步细节。
- [0050] 图2图示了可以用于将治疗光递送到透镜或眼罩的眼科诊治设备。
- [0051] 图3图示了眼睛的示意图。
- [0052] 图4A和5A图示了可以用于将治疗光引导到眼睛内的目标组织上的透镜或眼罩。
- [0053] 图4B和5B图示了叠加在图3的眼睛上的图4A和5A的透镜或眼罩。
- [0054] 图6和7图示了可以用于诊治眼睛的诊治规程。
- [0055] 图8图示了用于诊治眼睛的示例性激光参数。
- [0056] 图9图示了采用透镜或眼罩与光源组合的系统,该光源将治疗光递送到患者的眼睛。
- [0057] 图10图示了可以用作光源以将治疗光递送到患者的眼睛的表面发射激光二极管。
- [0058] 图11图示了眼科诊治设备的间隔物的实施例。
- [0059] 图12图示了用于诊治眼睛的方法。
- [0060] 图13图示了包括被构造为将光转换成电能的材料的眼罩或透镜的实施例。
- [0061] 图14和15图示了包括将光转换成电能并且可以用于将治疗光引导到眼睛内的目标组织上的材料的眼罩或透镜的示例性实施例。
- [0062] 图16图示了经由罩或透镜将光能转换成电能的方法。
- [0063] 图17图示了眼睛的示意图。
- [0064] 图18图示了可以用于诊治难以照射的眼内组织的罩或透镜。
- [0065] 图19图示了在罩或透镜的开口的表面上形成反射性材料的实施例。
- [0066] 图20图示了位于图17中示意性表示的眼睛上的图18的罩或透镜。
- [0067] 图21图示了使用基于反射光的系统来诊治患者眼睛的方法。

具体实施方式

[0068] 常规的眼科激光系统一般需要激光控制台和激光探针,其中激光控制台包含激光源、电源和控制器。激光探针一般包含光纤和连接器,用于附接到激光控制台。激光控制台通常是AC供电系统,放置在距患者眼睛至少几英尺的表面上,并且来自控制台的激光输出光通常由光纤(即,波导)运输到患者的眼睛上可以发生基于光凝固诊治的地方。这种系统通常需要外部AC电源,长多模光纤以将光带到末端施加器,该末端施加器可以用裂隙灯适配器、扫描仪或手持式接触探针实现。

[0069] 常规的眼科激光系统还采用单个光源,诸如边缘发射二极管激光器、二极管泵送固态激光器或光纤激光器。激光探针的远端通常接触眼睛的表面,激光源在每个光斑处释放脉冲能量,然后围绕眼睛边缘在顺时针或逆时针旋转中移动到不同的点,这产生了用于诊治眼睛的术语“睫状体光凝术”。将激光探针移动到眼睛表面上的手动处理可能易于出现诸如刮擦眼睛表面的问题。此外,难以精确地控制探针围绕眼睛的位置和定位,因此难以精确控制激光向到眼睛的递送,这可能导致不一致的诊治。

[0070] 本文描述的实施例提供了超过标准眼科激光系统的某些优点和改进。例如,本文描述的眼科激光系统不需要使用传统的激光控制台、使用传统的诊治探针、或使用昂贵的光波导。更确切地说,本文的系统采用光学眼罩或透镜,光学眼罩或透镜位于眼睛上面并且与光源一起操作以提供治疗处理。透镜或眼罩是一次性使用的一次性部件,该部件包括当

透镜或眼罩放置在眼睛上时围绕角膜或角膜缘部署的开口或槽。透镜或眼罩的使用消除或极大地减少了与常规激光探针相关联的许多问题，诸如眼睛表面的刮擦和诊治光递送的不一致。本文描述的系统还可以采用较便宜和复杂的光源来提供治疗处理。例如，可以使用照射眼睛的整个区域而不是眼睛的各个光斑或点的广域光源。如本文所用，术语“广域”表示光源具有大的光学近场孔径，与单模激光相反，单模激光具有通常在激光波长量级上的非常小的近场孔径。例如，广域光源可以产生覆盖大部分透镜或眼罩或整个透镜或眼罩的光斑，这与常规的诊治规程形成对比，常规的诊治规程产生聚焦在眼睛内的小的光斑（例如，单模或多模激光光斑）。广域光源通常成本较低，并且由于热管理不太具有挑战性而更可靠。广域光源不需要常规激光诊治探针所需的精确光束控制。广域光源也不必是激光源，或者换句话说，非激光源可以用在本文所述的基于光的系统中。本文的系统还可以包括适当的间隔物，以在光源和眼睛之间产生距离。

[0071] 本文描述的系统不限于与桌面系统一起使用，因此，它们可以从诊治设施远程采用，诸如在农村或隐蔽区域或人的家中。此外，所提供的诊治比用常规系统获得的诊治更精确和可预测。许多实施例可以特别设计用于经巩膜睫状体光凝术，其中能量被指引通过睫状冠区域的选定部分到睫状体、巩膜层下面的结构和覆盖的结膜以诊治青光眼。参考下文描述的各个附图，实施例的附加特征和方面将更加明显。

[0072] 图1A示出了眼睛1的解剖结构，其中相关部分被标记以提供解剖学参考。巩膜2是眼睛周围的坚韧护套，在称为角膜缘4的圆形连接处与角膜3相遇。在角膜3后方是虹膜5、晶状体6和睫状体以及相关突起7。前房是眼睛1内恰好在瞳孔8前方的充满液体的隔室。从轮廓上看，前房由前面的圆顶角膜3和后方的彩色虹膜5界定。在角膜3和虹膜5会聚的情况下，它们形成角度9，在本文被称为前房的角度。另外，眼睛1可以具有视觉/光轴10。

[0073] 图1B示出了外科眼睛解剖结构的进一步细节。本文描述的实施例可以瞄准(target)从后部睫状冠(pars plicata)到睫状体扁平部(pars plana)的眼内结构。可替代地，可以瞄准睫状体扁平部，并且避开睫状冠、睫状体和其它睫状突。

[0074] 图2图示了眼科诊治设备100，该眼科诊治设备100可以用于将治疗光递送到本文所述的任何透镜或眼罩（下文称为罩）。具体而言，眼科诊治设备100可以用于瞄准睫状体和/或睫状体扁平部。图2中的眼科诊治设备100被示为激光探针或手持设备，但应当认识到的是，该设备在其它实施例中可以是显著不同的。例如，设备100可以不被构造为用手抓握和操作，诸如通过集成到桌面控制台或工作站中。无论何种构造，眼科诊治设备100都用于将治疗光递送到位于患者眼睛上面的罩。

[0075] 在图2中，眼科诊治设备100包括诊治设备主体102和可更换的单次使用或多次使用的尖端104，尖端104可拆卸地与诊治设备主体102耦合。诊治设备主体102包括壳体106，壳体106具有限定用于由用户抓握的手柄的外表面。诊治设备主体102还包括被构造为提供治疗光以诊治眼睛的组织的治疗光源108。光源108通常定位在壳体106内，但是在一些实施例中，壳体106的近端可以与外部光源耦合，或者光源可以定位在壳体106的外部。

[0076] 光源108可以是广域光源，广域光源比常规诊治系统（诸如激光探针）中使用的光源便宜。在示例性实施例中，光源108是垂直腔表面发射激光器(VCSEL)、表面发射LED或其组合。VCSEL激光器发射单模光束，该单模光束更容易与本文所述的眼罩对准。图10图示了可以在光源108中使用的表面发射激光二极管240。表面发射激光二极管240包括发射圆形

光束的表面发射激光器242。光源108可以被构造为输送1-10瓦的810nm激光,这是比常规激光诊治探针中使用的光源便宜得多的光源。用GaA/AlGaA化合物半导体材料制成的典型VCSEL可以具有780-860nm的激光波长,这取决于铝含量和垂直腔长度。

[0077] 与常规系统中使用的光源(诸如边缘发射激光器)相比,使用VCSEL或表面发射LED提供了若干优点。例如,VCSEL发射对称的圆形光束,该光束通常被包含在大约15度的角度中。这种光束可以容易地准直到位于患者眼睛上的罩上。但是,罩的使用实际上允许使用任何光源,包括边缘发射激光器。由于本申请的眼科诊治设备100可以采用广域光源,因此眼科诊治设备100不需要使用任何光纤,并且因此该系统可以完全不含光纤和与之相关联的部件。在一些实施例中,光源108和/或眼科诊治设备100可以与RFID读取器、相机、图像处理单元等一起操作。RFID读取器可以用于强制单独使用本文所述的一个或多个部件,诸如尖端104、罩等。

[0078] 光源108可以包括单个发光设备或这些设备的阵列,每个设备独立地递送治疗光束。组合的发光设备阵列可以产生从眼科诊治设备100的远端朝着位于眼睛表面上的罩发射的光束。在一些实施例中,阵列的每个发光设备可以被独立地控制,使得仅单个发光设备或一部分发光设备在给定时间递送治疗光。以这种方式,可以以期望的方式改变和控制递送到眼睛的诊治。

[0079] 治疗设备主体102还可以包括一个或多个附加部件。例如,治疗设备主体108可以包括透镜光学器件116。如图2所示,透镜光学器件116可以定位在壳体106内,而在其它实施例中,透镜光学器件116可以是单次使用或多次使用尖端104(在本文中也称为间隔物104)的一部分。在还有其它实施例中,透镜光学器件116可以在壳体106和单次使用或多次使用尖端104之间拆分。在一些实施例中,使用罩和广域光源消除了对采用透镜光学器件116的需要,因为罩以期望的方式引导眼睛内的诊治光。

[0080] 治疗设备主体102还可以包括控制单元或电子器件110,该控制单元或电子器件110以自动方式控制治疗光的递送。治疗设备主体102还可以包括一个或多个电池112、AC/DC电源和/或用户接口114。眼科诊治设备100可以用于以各种不同方法将治疗光递送到眼睛的目标组织。用户接口114可以包括可以用于在有或没有触摸屏或专用电子显示器的情况下调节治疗光源的参数的一个或多个机械刻度盘、按钮或开关。附加地或替代地,治疗参数可以经由射频(例如蓝牙)传送到探针。

[0081] 眼罩

[0082] 图3图示了眼睛1的简化前视图。具体而言,图3图示了眼睛1的瞳孔8、虹膜5和角膜缘4。图4A和5A图示了可以用于将治疗光引导到眼睛内的目标组织上的罩的实施例。图4B和5B图示了叠加在图3的眼睛上的罩。使用图4A和5A的眼罩消除了对用以限定用于诊治眼睛组织的光束的诊治设备的需要。例如,在常规设备中,诊治设备的远端(通常是激光探针)必须适当地定位在患者眼睛的表面上。将诊治设备适当地定位在眼睛表面上通常涉及使诊治设备相对于眼睛定向,使得发射的光束以期望的角度接触眼睛。发射的光束也必须适当地定向,这常常需要使用准直器、二极管和/或波导。

[0083] 使用图4A和5A的眼罩消除了对诊治设备的这种对准和定向的需要,因为各个眼罩限定诊治光并将诊治光引导到眼睛上和眼睛内。更确切地说,眼罩的适当定位通常仅涉及眼罩相对于角膜的居中。照此,诊治过程基本上不太依赖于光源和/或诊治设备以精确控制

和递送诊治光束,这消除了对诸如准直器、二极管、波导等光束对准部件的需要。

[0084] 具体参考图4A,图示了包括主体304和多个开口或孔径306的罩302。主体304通常由与眼睛生物相容的薄材料制成,以便在使用期间不会引起眼睛的不适或刺激。示例性材料包括聚甲基丙烯酸甲酯、透氧聚合物、柔韧亲水塑料(例如水凝胶)等。主体304包括能够抵靠眼睛表面定位的内表面和与内表面相对定位的外表面。

[0085] 罩302的主体304或其至少一部分是光学不透明的,以防止光透射通过罩302。在示例性实施例中,罩302的整个主体304是光学不透明的,但是不需要完全光学不透明的主体304。光学不透明的主体304防止治疗光或其它光透射通过罩302到达可能被这种光损伤的眼睛的敏感组织(例如,视网膜)。主体304通常也是反射性的,使得入射在主体304上的光被反射离开罩302。主体304的反射功能确保主体304不吸收或最小程度地吸收入射光,这防止罩302由于暴露于治疗光或任何其它光而过热。照此,罩302可以维持用户相对凉爽和舒适。

[0086] 在一些实施例中,罩302可以由不透明材料制成。在其它实施例中,罩302可以由透明材料制成,并且不透明材料可以涂覆或形成在罩302的内表面和/或外表面上。通常通过在罩302的外表面上涂覆、形成或以其它方式定位反射性材料来实现反射特点。例如,可以在罩的顶上涂覆、形成或定位金属材料以提供反射特点。在示例性实施例中,涂覆、形成或定位在罩的顶上的反射性材料是使罩302不透明的相同材料。反射性材料可以涂覆、形成或定位在罩302的整个外表面的顶上,或者根据期望仅在罩302的外表面的一部分顶上。

[0087] 罩302包括允许光穿过、透射或穿透罩302的多个透明开口306。每个开口306从罩302的中心径向向外定位。如图4B所示,开口306围绕罩302定位,使得当罩302定位在眼睛1上时,每个开口306通常沿着巩膜在眼睛1的角膜缘4径向向外定位。眼睛1的虹膜5和瞳孔8完全被光学不透明的主体304覆盖。在图4B中,开口306完全围绕眼睛1,但是可以根据期望使用各种其它开口构造。开口306允许从光源108(例如,VCSEL、LED灯等)递送的治疗光穿透主体304并到达眼睛1的下方目标组织以进行诊治。

[0088] 开口306在涂覆、形成或以其它方式定位在罩302的外表面上和/或内表面上的材料中形成。例如,可以在罩302的反射性和/或不透明材料涂层中蚀刻开口306。在其它情况下,可以在罩302上涂覆或形成反射性和/或不透明材料时采用模板或图案。模板或图案可以有助于将开口306适当地放置在罩302周围和/或有助于防止反射性和/或不透明材料涂覆或覆盖开口306。在示例性实施例中,开口的直径可以在100至600微米之间,但是可以采用各种其它开口直径。罩302通常包括1至100个开口、5至40个开口,更常见地包括10至25个开口,但是其它构造也是可能的。在具体的实施例中,罩302包括大约18个开口,这提供与现有诊治方案对应的诊治模式。图4A和4B中所示的开口的布置允许以类似于常规睫状体光凝术规程的方式执行激光诊治规程。

[0089] 现在参考图5A,图示了可以用于向眼睛1递送治疗光的另一个罩402。罩402包括主体404,主体404通常也由如前所述的薄的生物相容材料制成。主体402是光学不透明的,并且通常包括如前所述的反射性材料。但是,代替多个开口,罩402包括允许治疗光穿透或透射通过主体404的透明槽406。透明槽406可以经由蚀刻或通过使用如前所述的模板/图案来形成,或者可以经由任何其它方法形成。如图5B所示,透明槽406围绕罩402定位,使得当罩402定位在眼睛1上时,透明槽406通常沿着巩膜或与巩膜相邻在角膜缘4的径向向外定位。眼睛1的虹膜5和瞳孔8保持完全被光学不透明的主体404覆盖。透明槽406允许从光源108

(例如,VCSEL、LED灯等)递送的治疗光穿透主体404并到达眼睛1的下方目标组织以进行诊治。

[0090] 在一些实施例中,透明槽406可以具有50μm至600μm之间的槽宽度,但是可以采用各种其它槽宽度。此外,虽然透明槽406被示为连续槽或特征,但是在其它实施例中,透明槽406可以根据期望仅包括单个槽或多个断开的区段。在其它实施例中,透明槽406可以仅定位在眼睛1的一侧,诸如虹膜8的上方或下方。透明槽406可以被构造和布置成为眼睛的一部分提供期望的诊治。

[0091] 在一些实施例中,图4A和图5A的罩302和402可以包括RFID、存储器芯片、特殊机械附接机制等或者可以与RFID、存储器芯片、特殊机械附接机制等一起操作。RFID的使用可以允许眼科诊治设备100识别罩的构造,诸如罩是否包括透明开口和/或槽和/或这些特征的尺寸和布置,并基于正在采用的罩的具体构造来调节光源108的参数。存储器芯片可以存储这个信息并将该信息递送到眼科诊治设备100。RFID和/或存储器芯片还可以用于确保罩仅使用单次。特殊机械连接机制或特征可以使罩可释放地耦合或附接到间隔物的远端,诸如图11中所示。特殊机械附接机制可以有助于间隔物和罩的粗略对准。

[0092] 应当认识到的是,图4A和5A的罩302和402是出于说明性目的,并不意味着限制本文所述的罩的精确构造,并且可以采用各种其它构造。例如,罩可以根据需要包括透明槽和开口的组合,或者可以包括其它几何形状,诸如方形、矩形、椭圆形、多边形等。

[0093] 现在参考图9,图示了系统500,该系统500采用罩502与光源510的组合,光源510将治疗光递送到患者的眼睛1。图9的罩502表示图4A的罩302、图5A的罩402、或可以用于诊治过程的任何其它罩。类似地,光源510可以是眼科诊治设备100的光源108或在诊治过程中使用的任何其它光源。如本文所述,罩502围绕眼睛定位,使得透明特征506(例如,开口和/或槽)在眼睛1的角膜缘4向外定位。

[0094] 光源510将治疗光520朝着罩502递送。光源510相对于罩502定位,使得光源510同时照射至少一个或多个透明特征506和罩的至少一部分。在所示实施例中,光源510同时照射整个罩502和每个透明特征506。如本文所述,光源510可以包括单个发光设备或发光设备阵列。如果采用发光设备阵列,那么可以控制来自每个发光设备的治疗光束的递送,以同时照射罩502或者根据期望以变化的方式照射罩502。光源510通常与控制单元通信地耦合,该控制单元被编程为以自动方式控制治疗光向眼睛1的目标组织的递送。

[0095] 罩502包括反射性和/或不透明材料。反射性材料使一些治疗光520被反射522远离罩502。反射性材料可以是部署在罩的外表面上的反射性涂层或层。反射性和/或不透明材料确保治疗光520仅被递送到眼睛1的期望目标组织。透明特征506允许治疗光520的一部分524穿过、透射或穿透罩502,以瞄准位于透明特征506正下方或后方的组织。由于光源510同时照射透明特征506中的一些或每个,因此光源510同时诊治与被照射的透明特征506相关联的目标组织。

[0096] 在一些实施例中,透明特征506可以被构造为引导治疗光524,使得治疗光524以期望的角度接触眼睛1,这消除或最小化对光源510和/或眼科诊治设备100围绕眼睛精确对准的需要。相反,采用诊治探针的常规诊治系统要求用户在诊治眼睛之前将光源和诊治探针围绕眼睛对准。虽然做了最大努力,但是诊治探针的用户对准使得探针围绕眼睛的对准和定向相对不精确。罩502的使用可以在将治疗光递送到期望目标组织时提供显著更高的精

确度和控制,因为透明特征506围绕眼睛的布置、定向和定位不受用户对准影响。更确切地说,透明特征506围绕眼睛1的布置、定向和定位通过选择适当的罩502供使用或者将罩502定制成眼睛的独特形状和/或其它特点来控制。当罩502被定位并维持在眼睛1上面的位置时,维持透明特征506的布置、定向和定位。

[0097] 虽然未在图9中示出,但是间隔物(诸如图11中所示的间隔物104)通常位于罩502和光源510之间,以便将罩502与光源510分离。间隔物的近端可以与光源510耦合,诸如通过将近端与眼科诊治设备100耦合,并且间隔物的远端可以定位在罩502的顶上。在一些实施例中,间隔物的远端可以附接到罩502或与罩502耦合。间隔物通常是将罩502暴露于从光源510递送的治疗光的透明材料。

[0098] 在一些实施例中,光源510可以转角(angle)或弯曲以辅助递送治疗光520。例如,光源510或间隔物的曲率可以与眼睛1的曲率匹配。光源510和/或间隔物的轮廓匹配可以允许治疗光524以大致直角接触并进入眼睛1(例如,治疗光的入射角可以在直角的+/-10度内)。与常规设备相比,罩502和/或光源510的使用提供了对入射在眼睛1上的治疗光的角度的更大控制,因为对于常规设备(例如,激光探针)的用户来说难以保持设备始终围绕眼睛正确对准。在一些实施例中,眼科诊治设备100可以包括光学器件116,光学器件116用于使治疗光520转角,使得治疗光520大致垂直于眼睛1。

[0099] 图6和7图示了可以用于诊治眼睛的诊治规程。图6图示了围绕眼睛的角膜缘4的多个间隔开的固定位置117,每个固定位置用治疗光诊治。图6中所示的多个间隔开的固定位置117与图4A的罩302的多个开口306对应。在美国专利公开2010/0076419中描述了间隔开的固定位置117的诊治,该专利公开通过引用并入本文。在'419公开中描述的诊治中,激光探针移动并围绕眼睛重新定位,以便单独诊治每个间隔开的固定位置117。与这个规程相反,本文所述的诊治规程同时照射并诊治间隔开的固定位置117中的一些或全部。在示例性实施例中,同时照射并诊治间隔开的固定位置117中的每一个。这消除了单独诊治每个间隔开的固定位置117的需求和所需的时间。由于治疗光束的对准不基于诊治探针围绕眼睛的用户对准,因此每个间隔开的固定位置117的诊治也被更精确地限定和控制。在递送诊治时,治疗光可以被一次递送到每个间隔开的固定位置117,或者可以被多次递送到每个间隔开的固定位置117,如下所述。

[0100] 图7图示了另一种诊治方法,其中诊治探针与光递送同时滑过或扫过目标组织。诊治方法在角膜缘4的上方和下方产生受诊治的组织118和119的弧形或弯曲图案。这种诊治方法在美国专利公开2015/0374539中描述,该专利通过引用整体并入本文。受诊治的组织118和119的弧形或弯曲图案与图5A的罩402的透明槽406的形状和构造相对应。与'539公开的诊治规程相反,本文所述的诊治规程同时照射并诊治弧形/弯曲图案118和119的一些部分或整个部分。在示例性实施例中,弧形/弯曲图案118和119的整个部分被同时照射并诊治,但是可以根据期望如本文所述控制光源以沿着弧形/弯曲图案118和119的一些部分改变诊治。本文所述的诊治规程消除了将诊治探针滑过或扫过眼睛表面的需求和所需的时间。弧形/弯曲图案118和119的诊治也被更精确地限定和控制,因为不依赖于诊治探针在用户的眼睛表面上滑过或扫过。在递送诊治时,治疗光可以被一次递送到弧形/弯曲图案118和119,或者可以多次被递送到弧形/弯曲图案118和119,如下所述。

[0101] 如上面简要描述的,光源108和控制单元110可以被构造为以脉冲或连续波发射模

式递送光能。例如,在一些实施例中,光源108和控制单元110可以被构造为以30%的占空比进行操作,具有大约500μs的“开启”时间和大约1100μs的“关闭”时间;以大约15%的占空比进行操作,具有大约300μs的“开启”时间和大约1700μs的“关闭”时间;或者以大约10%的占空比进行操作,具有大约200μs的“开启”时间和大约1800μs的“关闭”时间。通过允许目标在激光器的“关闭”时间期间冷却,然后在“开启”时间期间输出下一个能量脉冲,仔细选择激光能量脉冲“开启”和“关闭”时间可以避免对目标造成不期望的热损伤。可以选择占空比,以便可以避免在“关闭”时间期间由不充分的冷却造成的累积热积累。因此,损伤可以降低到足以触发降低眼内压(IOP)所需的生物反应的最小水平。图8图示了可以在本发明的一些实施例中使用的示例性脉冲模式。所示模式可以具有100μs的“开启”时间和1900μs的“关闭”时间,其中周期为2000μs。

[0102] 图11图示了间隔物104的实施例。虽然间隔物104可以是单次使用部件或多次使用部件,但是在示例性实施例中,间隔物104是从壳体106移除并且可用另一个间隔物104替换的单次使用部件。间隔物104将光源108和眼科诊治设备100的远端(可以是热的)从罩(即,302、402和502)和眼睛1的表面分离,以确保眼睛1的表面不受损伤。在示例性实施例中,间隔物104可以由玻璃罩、塑料罩或用于形成光学器件的任何其它材料制成。间隔物104根据期望可以是固体材料的中空,并且通常是透明的,以便不妨碍治疗光的递送。

[0103] 间隔物104包括近端122和与近端122相对的远端施加器端124。如果使用任何光学器件116,那么间隔物104可以容纳或包括眼科诊治设备100的光学器件116。间隔物104的近端122被构造为使用一个或多个接合特征与壳体106的远端120机械地耦合。例如,图11图示了间隔物104的近端122,近端122具有允许间隔物104可旋转地接合和脱离壳体106的螺纹接合特征194,壳体106可以包括对应的螺纹接合特征。间隔物104可以替代地包括一个或多个突出部(未示出),该一个或多个突出部卡扣配合在壳体106的一个或多个对应的接合特征内,或者可以包括与壳体的对应阴性(female)或阳性(male)连接器接合的任何其它阳性或阴性连接器106。

[0104] 如上面简要描述的,在一些实施例中,远端124的接触表面196可以具有匹配眼睛轮廓的轮廓。例如,接触表面196可以是凹形的,其曲率被构造为与巩膜的曲率相匹配。接触表面196的凹形构造可以使接触表面基本上为杯形,其构造与平均眼睛几何形状相对应。接触表面196的轮廓构造可以辅助以垂直于眼睛表面的角度递送治疗光。间隔物104的远端124还可以被构造为与罩(例如,302、402、502)或与眼窝附接或耦合。

[0105] 在一些实施例中,间隔物104包括计算机可读介质。计算机可读介质可以是光学条形码(例如,2D条形码)、嵌入式芯片(例如,RFID、NFC、直接读取存储器芯片)等。计算机可读介质可以由与诊治设备主体102相关联的对应传感器读取。在一些实施例中,计算机可读介质可以是保护诊治设备主体102免于与未授权的替换间隔物104一起使用的安全特征。可选地,计算机可读介质可以携带与间隔物104和/或罩相关联的诊治参数信息。例如,间隔物104可以与诊治设备主体102耦合,并且诊治设备主体的传感器可以读取计算机可读介质以确定哪些诊治参数与附接到其上的间隔物104的类型和/或定位在眼睛周围的罩相关联。此后,诊治设备主体102的控制单元110可以被构造为自动调节光源108的参数以用于特定诊治和/或罩。

[0106] 图12图示了用于诊治眼睛的方法600。在方框602处,将透镜或罩定位在眼睛的表

面上。罩包括内表面和与内表面相对定位的外表面。罩是光学不透明的,以防止光透射通过罩。罩还包括透明开口或槽,该透明开口或槽允许光透射通过光学不透明罩到达位于透明开口或槽后方的眼睛的目标组织。

[0107] 在方框604处,相对于罩对准光源。在方框606处,将治疗光从光源朝着罩递送,使得递送的治疗光照射光学不透明罩的至少一部分并照射透明开口或槽。至少一些治疗光穿过透明开口或槽到达位于透明开口或槽后方的目标组织。在示例性实施例中,治疗光照射光学不透明罩的大部分或全部并照射每个透明开口或槽。

[0108] 该方法通常还包括将间隔物定位在罩和光源之间以将罩与光源分离。间隔物具有近端和与近端相对的远端,其中近端与光源耦合,并且远端位于罩的顶上和/或与罩耦合。该方法通常还包括激活控制单元,以便以自动方式从光源递送治疗光。在一些情况下,以自动方式从光源递送治疗光包括将治疗光的一系列脉冲递送到目标组织,其中该系列的每个脉冲足以引起目标组织的治疗性愈合,而不造成目标组织的传统光凝固。对每个脉冲足以在不造成传统光凝固的情况下引起治疗性愈合的描述意味着在目标组织上或与目标组织相关联不存在可见损伤,诸如目标组织的发白。在其它情况下,以自动方式从光源递送治疗光包括将单个治疗光脉冲递送到目标组织,其中单个治疗光脉冲足以引起目标组织的治疗性愈合。

[0109] 光供电 (light powered) 眼罩

[0110] 在一些实施例中,眼罩或透镜可以被构造为将光转换成电能。具体而言,罩可以包括被构造为将光转换成电力的材料,使得入射或照射在罩的外表面上的光可以用于为一个或多个电子部件供电。将光转换成电力的材料可以是太阳能电池型材料,该太阳能电池型材料可以定位在罩的外表面上或嵌入罩材料中。为了便于描述本文的实施例,将光转换成电能的材料将被称为太阳能电池或太阳能电池材料。

[0111] 如本文所述,罩可以由光学不透明材料制成,以防止光透射通过罩,但是在其它实施例中,罩(或其某部分)可以由透明材料制成,使得光能够透射通过透镜到达眼睛。太阳能电池材料可以定位在罩的不透明部分上,使得入射在罩的这部分上的光被转换成电能。通过使用太阳能电池材料来覆盖罩的不透明区域,可以将未用于眼科诊治的光转换成电力,然后可以将该电力用于为可用于提供诊治的电子部件供电。太阳能电池材料可以被制成罩的一部分并且可以覆盖受诊治眼睛的整个区域和/或其面积可以比光束的尺寸大得多。在一些实施例中,太阳能电池材料可以覆盖罩的表面区域的至少百分之30,但是太阳能电池材料通常覆盖罩的表面区域的至少百分之40或百分之50。在一些实施例中,太阳能电池材料可以覆盖罩的表面的超过百分之60或百分之70。在具体的实施例中,太阳能电池材料可以覆盖罩702a的除了开口706a所在的位置之外的整个表面区域,这将导致太阳能电池材料覆盖罩702a的表面区域的超过百分之90。

[0112] 除了太阳能电池材料可以采用的更大表面积之外,本文所述的罩还可以能够生成大量电能。例如,罩的不透明区域上的入射光功率水平可以显著高于常规的透明透镜,因为罩的不透明部分将阻挡光到眼睛的传输。在典型的操作中,可以估计用于810nm诊治的功率密度具有 $350\text{W}/\text{cm}^2$ 的诊治阈值。这个功率密度将在表面积为 213mm^2 的眼罩上产生约为745W的总入射功率-即 $350\text{W}/\text{cm}^2 * 2.13\text{cm}^2$ 。假设太阳能电池材料覆盖罩的大约百分之50,那么太

阳能电池材料上的总入射功率将为大约372W-即 $745W/2$ 。如果太阳能电池材料以20%的速度转换总入射功率,那么生成的电力将为大约74W,这表示与具有小太阳能电池的常规透镜相比功率的显著增加。除了与太阳能电池相关的低功率传感器应用之外,在不透明区域中转换的高可用电力可以用于任何眼科应用。

[0113] 图13图示了罩700的示例性实施例,罩700包括将光转换成电能的太阳能电池材料702。罩700围绕眼睛定位,使得罩700覆盖眼睛的整个虹膜,并且使得罩的边缘延伸到眼睛的巩膜中。如本文所述,罩700是不透明的,从而防止光透射通过罩700。在示例性实施例中,罩700的不透明部分覆盖眼睛的整个虹膜并延伸到巩膜中。照此,当罩700围绕眼睛放置时,穿戴者无法透过罩700看见。整个罩700可以是不透明的,或者仅罩700的一部分可以是不透明的。但是,在任一实施例中,罩700的不透明部分通常覆盖眼睛,使得罩700的穿戴者无法透过罩700看见。

[0114] 太阳能电池材料定位在罩700的光学不透明部分上。由于基本上整个罩700是光学不透明的,因此太阳能电池材料可以占据的表面积比常规接触透镜的类似区域大得多,常规接触透镜具有允许光传输到眼睛的大透明区域。在常规的透镜中,太阳能电池材料通常不直接位于瞳孔或虹膜的前面,因为太阳能电池材料的这种定位将通过阻挡或干扰光传输到眼睛而基本上阻碍用户的视力。照此,在常规透镜中,太阳能电池材料和/或任何其它电子部件仅定位在透镜边缘附近,使得透镜的中心部分保持不含这些材料。这种构造确保穿戴者的视力不受到太阳能电池的负面影响。由于太阳能电池材料不定位在透镜的中心部分上,因此透镜的这个部分是能量转换的死区,意味着这个部分对光转换成能量不起作用。

[0115] 相比之下,本文考虑的罩不具有这些优点,因为罩旨在是不透明的,使得用户无法透过罩看见。由于罩是不透明的,因此太阳能电池材料和/或其它电子部件可以基本上占据罩的任何部分,包括直接位于瞳孔和虹膜前面的中央部分。本文描述的罩不包括无法发生能量转换的死区,或者包括相当小的死区。因此,本文描述的罩能够生成比常规透镜明显更多的电能。

[0116] 如图13所示,罩700还包括允许光704透射通过罩700的至少一个透明开口706。如上面更详细描述的,开口706旨在允许光704照射位于透明开口706后面或后方的眼睛的目标组织708。开口706从罩700的中心径向向外定位,并且通常沿着眼睛的角膜缘径向向外定位,通常沿着如本文所述的巩膜。光704由治疗光源(例如,光源108)提供,用于诊治眼睛的组织。如本文所述,光源可以是广域光源,诸如VCSEL、表面发射LED或其组合。

[0117] 图14和15图示了可以用于诊治患者眼睛的罩702a和702b的实施例。罩702a和702b图示了可以在罩上使用的不同开口布置。图14和15的罩702a和702b用于说明目的,并且应当认识到的是,可以根据期望修改开口的布置、数量和/或朝向。图14图示了围绕罩702a的中心部分以圆形或椭圆形图案布置的多个开口706a。开口706a可以具有与图4A中所示的罩类似的布置图案、朝向和/或孔尺寸。图14中所示的开口的布置允许以类似于常规睫状体光凝术规程的方式执行激光诊治规程。图15图示了包括相对大的开口706b的罩702b,开口706b具有圆形形状以及类似于图5A中所示的罩的布置、朝向和/或开口尺寸。图15中所示的开口706b的布置允许以类似于图5A-B中所描述的方式执行激光诊治规程。

[0118] 图14和15还图示了照射在相应罩702a和702b上的诊治光束或光斑712。诊治光束或光斑712的直径大于开口706a和706b的直径,从而同时照射开口706a和706b。在一些实施

例中,诊治光束或光斑712可以具有小于罩702a和702b的直径,使得整个诊治光束或光斑712被封在罩702a和702b的外周边内,但是在其它实施例中,诊治光束或光斑712可以大于罩702a和702b。

[0119] 诊治光束或光斑712覆盖罩702a和702b的中心部分,并照射太阳能电池材料,该太阳能电池材料位于罩702a和702b的不透明部分上,包括直接在虹膜和/或瞳孔前面罩的中心部分上,如本文所述。太阳能电池材料将光转换成电能,该电能用于为定位在罩702a和702b上的一个或多个电子部件710供电。以下更详细地描述示例性电子部件710。如图14和15所示,电子部件可以定位在罩702a和702b的外边缘上,但是在其它实施例中,一个或多个电子部件可以定位在罩的中心部分上或附近。由于罩702a和702b的中心部分是不透明的,因此将电子部件定位在罩的中央部分上或附近通过阻挡光(否则光会穿过罩)而不阻碍或遮挡穿戴者的视力。将电子部件710定位在中央部分上或附近可以使电子部件710能够取决于正在执行的操作以更高效的方式起作用。

[0120] 在一些实施例中,无源或有源光学部件可以嵌入或定位在罩702a和702b的相应开口706a和706b中的一个或多个中。在示例性实施例中,开口706a和706b中的每个开口可以具有无源或有源光学部件。无源或有源光学部件可以与透射通过相应开口的光相互作用,无源或有源光学部件定位在该开口中。无源或有源光学部件的使用可以大大增强光向定位在罩702a和702b后方的目标组织的递送、性能和/或控制,这可以大大增强利用罩可实现的治疗益处。

[0121] 可以与罩一起使用的电子部件710包括传感器、MEMS设备、无线信号收发器、功率检测器、成像设备、光功率检测器等。传感器可以是压力传感器(诸如眼内压传感器)、化学传感器(诸如葡萄糖传感器、生物材料传感器等)。例如,压力传感器可以用于测量眼内压(IOP)。压力传感器可以采用用于测量IOP的一个或多个应变仪。还可以使用能够测量穿戴者的血糖水平的葡萄糖传感器。葡萄糖传感器可以采用能够测量葡萄糖水平的光声传感器。

[0122] 与常规透镜相比,太阳能电池能够生成的更高功率可以使得能够采用附加的传感器和/或更复杂的传感器。换句话说,传感器的数量和/或传感器的操作不像常规透镜中采用的传感器那样受限制,因为本文所述的罩能够生成增加的电能。因而,可以通过本文描述的罩来测量患者的附加或增强的诊治和/或治疗数据。类似地,由于生成附加的电能,附加的诊治选择可以是可用的。

[0123] 在一些实施例中,电子部件710可以包括处理部件(即微处理器)。处理部件可以用于分析由传感器测量的数据。在一些实施例中,可以实时分析数据以调节正在递送的诊治过程的一个或多个参数。例如,传感器可以定位在罩上,并且传感器可以用于测量与罩接触的诊治光的辐照度(irradiance)。处理部件可以分析数据以确定正在被递送到眼睛的目标组织的光能。处理系统可以将这个信息发送到外部部件和/或使用这个信息来调节诊治光的功率水平,以便优化患者正在接收的诊治。照此,传感器和处理部件可以用于以比常规系统明显更准确的方式来估计被递送到眼睛的实际功率或能量。以这种方式,传感器和微处理器的使用允许闭环反馈系统用于递送治疗处理。常规的诊治系统无法估计入射到眼睛上的实际功率。更确切地说,这些系统常常在光离开光源时测量光的辐照度,这可以不同于入射在眼睛上的光的辐照度。

[0124] 部署在罩的开口内的有源或无源光学部件可以用于形成或调整透射通过开口的诊治光。有源或无源光学部件可以是纳米或微米光学部件。无源或有源部件可以包括微透镜、微机电系统 (MEMS) 镜或部件、微透镜和MEMS镜/部件的组合等。由太阳能电池材料生成的能量可以为无源或有源光学部件供电。当采用微透镜时，微透镜可以执行光束形成光学任务，诸如将光聚焦到巩膜下 (sub-sclera) 位置以进行青光眼诊治。微透镜可以是电子可控的，以便将光聚焦在眼睛内的期望光斑上。微透镜可以使诊治光的散射最小化并且可以将诊治光束集中到眼睛内的期望区域。图13图示了部署在罩702的开口706内的微透镜707。微透镜707用于将输入光704聚焦到巩膜表面下方的光斑708。微透镜的使用可以使得诊治光更有针对性并且确切地递送到眼睛内的目标组织。微透镜的使用还可以使得诊治光束相对于眼睛更精确和适当地定向。在一些实施例中，可以采用多个罩，其中每个罩具有略微不同的开口尺寸和/或焦距，这经由部署在开口内的微透镜实现。多个罩的使用可以允许基于患者的个体特征和/或所提供的具体诊治来选择具体的罩。

[0125] 有源光学元件 (诸如MEMS镜) 可以提供可以改善所提供的治疗处理的若干功能。例如，MEMS镜可以用作开口706内的开/关灯切换，以调节和控制诊治光704通过开口706的传输。开/关切换功能可以用于限制诊治光到眼睛的敏感区域的递送、可以用于提供关于图4A和4b描述的圆形诊治模式、和/或可以用于提供一系列短持续时间脉冲，这些时间脉冲足以在不造成传统光凝固的情况下引起治疗性愈合。为了提供任何或所有这些诊治，可以关断一些有源光学元件，同时接通其它有源光学元件，反之亦然。将有源或无源光学元件与罩一起使用可以大大增强可以利用罩实现的诊治。

[0126] 参考图16，提供了经由罩或透镜将光能转换成电能的方法。在方框802处，提供可位于眼睛上的透镜或罩。透镜/罩包括内表面、与内表面相对的外表面、以及被构造为将光转换成电能的材料 (例如太阳能电池材料)。太阳能电池材料布置在透镜/罩上，使得入射在透镜/罩的至少一部分上的光被转换成电能。在方框804处，用光照射透镜，使得光的至少一部分经由太阳能电池材料转换成电能。在一些实施例中，太阳能电池材料覆盖透镜/罩的表面积的至少百分之50。

[0127] 在一些实施例中，透镜/罩的至少一部分是光学不透明的，以防止光透射通过透镜。在这样的实施例中，太阳能电池材料位于透镜的光学不透明部分上。透镜/罩通常包括至少一个透明开口，该透明开口允许光透射通过透镜/罩到达位于至少一个透明开口后面或后方的眼睛组织。透镜/罩可以包括无源或有源光学部件，该无源或有源光学部件嵌入在至少一个开口中以与透射通过至少一个开口的光相互作用。无源或有源光学部件可以是传感器、MEMS镜、无线信号收发器、功率检测器等。透镜/罩还可以包括电子部件。在方框806处，经由透镜/罩所产生的电力为电子部件供电。

[0128] 反射性眼罩

[0129] 在一些实施例中，诸如微镜之类的反射性光学部件可以位于眼睛的一个或多个开口中。反射性光学部件可以用于改变透射通过开口的光束的方向或角度，以便诊治相对难以用常规诊治探针和系统照射或进入 (access) 的眼睛组织。例如，反射性光学部件可以以一定角度反射光束，使得光能够照射无法用常规系统照射的眼睛内的组织。光可以由如本文所述的广域光源 (例如，VCSEL、LED等) 提供，或者可以由有效诊治眼睛内的组织的任何其它光源提供。

[0130] 在具体的实施例中,反射光学部件可以用于诊治Schlemm管,Schlemm管是有助于经由小梁网或通路调节眼内的房水水平的眼内的淋巴管样血管(lymphatic-like vessel)。Schlemm管是允许房水从前房释放的小组织区域,它可以降低眼睛内的眼压(IOP)。Schlemm管的不规则功能可能导致IOP增加和/或与之相关联的任何健康状况,诸如青光眼风险增加。

[0131] 用诊治光照射Schlemm管可以刺激Schlemm管和/或小梁网,这可以使Schlemm管和/或小梁网更正常地起作用,诸如通过从眼睛内释放房水和/或调节眼睛内的液体流动。照射Schlemm管可以对Schlemm管和/或周围组织具有其它有益影响。因此,通过利用诊治光来诊治Schlemm管和/或小梁网可以实现诸如降低青光眼风险的治疗益处。

[0132] 图17图示了眼睛900的示意图表示在虹膜906上方眼睛900的前房内示出。Schlemm管902。图17图示了后房和前房之间眼睛内房水的液体流904。如图所示,房水流904从产生房水的睫状体908流到Schlemm管902,在Schlemm管902经由小梁网或通路释放或排出房水。眼睛内的IOP增加可以是由于睫状体908产生的房水量比Schlemm管902可以释放或排出的更多,这可能增加青光眼和/或其它病症的风险。调节IOP的传统尝试一直集中在诊治睫状体908以减少后房内房水的产生。除了诊治睫状体908之外,或作为这种诊治的替代,还可以诊治Schlemm管902以增加房水从前房眼内的释放或排出。

[0133] Schlemm管902通常是环形的,具有非常小的宽度(例如,大约50微米)。Schlemm管902也定位在难以用常规诊治系统的诊治光照射或进入的区域中。例如,Schlemm管902从常规诊治探针的轴偏离轴线,这意味着来自常规诊治探针的诊治光必须大幅度弯曲或转角(例如,30度或更大)以便照射Schlemm管902。常规诊治探针和系统常常采用无法以如此尖锐的角度将诊治光弯曲或转角的光纤,因为光纤通常会破裂或者光将从光纤泄漏。由于Schlemm管902的位置,用常规诊治系统来诊治Schlemm管902是极其困难的。

[0134] 图18图示了可以用于诊治眼睛900内的难以照射和/或进入的组织(诸如Schlemm管902)的罩1000。罩1000可以是一次性透镜或被设计用于单次使用的材料。罩1000通常包括不透明材料1002或外表面以及至少一个开口1005,如前所述。如前所述,不透明材料1002可以是反射性的,以最小化罩1000的变热。罩1000的不透明部分1002和罩1000的开口1005的布置和/或朝向可以类似于关于图4A-4D、11和/或12描述的罩布置和/或朝向。类似地,罩1000围绕用户眼睛的朝向和/或布置可以类似于关于这些附图描述的布置和/或朝向。例如,罩1000通常被构造为使得罩1000的不透明部分1002完全覆盖眼睛的虹膜和瞳孔,并且使得开口1005在眼睛的角膜缘的径向向外定位,如本文所述。罩1000的面积通常也大于治疗光束的光斑尺寸。

[0135] 反射性部件或材料1004(下文称为反射性部件1004)定位在罩1000的至少一个开口1005内。反射性部件1004以一定角度反射输入的诊治光束,使得诊治光束能够进入并照射以其他方式无法进入的组织。例如,图18图示了在接触反射性部件1004之前诊治光束的第一路径1006a和接触反射性部件1004之后诊治光束的第二路径1006b。如图所示,诊治光束的路径转角、弯曲或以其它方式大幅度改变。在所示实施例中,诊治光束经由反射性部件1004转角约90度,但是在其它实施例中,反射性部件1004可以用于使诊治光在15至120度之间、30至120度之间或者更常见的是30至90度之间或30至60度之间进行转角。

[0136] 当罩1000具有与图4A和11中所示的布置类似的多个开口1005时,反射性部件1004

可以根据期望定位在开口1005中的一些开口内或开口1005中的每个开口内。在示例性实施例中，多个开口1005中的每个开口1005包括反射性部件1004。每个反射性部件1004可以在相应的开口1005内定向，使得诊治光径向向内朝着眼睛的中心反射，以诊治诸如Schlemm管的目标组织。当罩1000具有类似于图5A和12中所示的布置的单个开口1005时，反射性部件1004可以是连续环形镜 (continuous ring mirror) 或位于单个开口1005内的部件。连续环形镜可以被定向和构造为将诊治光径向向内朝着眼睛的中心反射，以诊治诸如Schlemm管的目标组织。

[0137] 在一些实施例中，反射性部件1004可以是无源或静态部件，该无源或静态部件被设计为以预选的、预定义的和/或不可调节的角度使诊治光转角。在其它实施例中，反射性部件1004可以是有源或动态部件，该有源或动态部件能够根据期望更改或调节诊治光的角度。如本文所述，反射性部件1004可以通过在开口1004的内表面或边缘上电镀或沉积反射性材料来形成。在其它实施例中，无源或有源镜可以定位在开口1004内。镜可以定位或形成在MEMS设备或部件上，以便允许在罩1000的开口1005内调节镜的朝向。

[0138] 如本文所述，罩1000可以包括被构造为将光转换成电能的材料(例如，太阳能电池材料)，使得入射或照射在罩1000的外表面上的光被转换成电能。罩1000还可以包括用于将治疗处理递送到眼睛内的目标组织的一个或多个电子部件(例如，传感器等)。因而，在所有先前实施例中公开的各种特征适用于和/或可以与图18中所示的罩1000一起使用。经由太阳能电池材料生成的电能可以用于为反射性部件1004供电，以便调节反射性部件1004在开口1005内的朝向，从而调节被递送到目标组织的治疗光的角度。例如，所生成的电能可以用于控制MEMS设备或部件的朝向，在所述MEMS设备或部件上定位或形成镜或反射性材料。

[0139] 图19图示了在罩1000的开口1005的表面上形成反射性材料的实施例。如图所示，镜沉积源1102可以提供反射性材料1104(例如，铝)，反射性材料1104指向罩1000的开口1005的内表面1007。反射性材料1104可以沉积在开口1005内，使得反射性材料1104的层1108在内表面1007上形成。反射性材料1104的层1108可以形成或限定反射器，该反射器用于使诊治光转角，如本文所述。在一些实施例中，反射性材料1104可以在内表面1007上形成层1108，而在开口1005的相对表面上形成类似的层。在其它实施例中，与罩1000分离的反射性部件(例如，镜和/或MEMS部件)可以插入开口1005内。

[0140] 图20图示了罩1000的示意图，其中罩1000的内表面定位在眼睛上。如图所示，罩1000的不透明和/或反射性部分1002完全覆盖虹膜，从而基本上防止诊治光接触不作为治疗目标的眼睛的视网膜或其它敏感组织。反射性部件1004定向在罩1000的开口1005内，使得诊治光从第一路径1006a反射并转角到第二路径1006b，以便诊治眼睛内的目标组织，该目标组织从治疗光的轴偏离轴线和/或该目标组织以其他方式用诊治光无法进入或极难照射。在所示实施例中，目标组织是Schlemm管902和/或小梁网，但是目标组织可以是被识别为用于照射的任何其它组织。

[0141] 反射性部件1004可以是沉积在开口1005的内表面上的反射性材料，或者反射性部件1004可以是位于开口1005内的镜或反射性透镜。反射性部件1004可以在开口1005内具有预选角度或朝向，使得反射光指向并照射目标组织(例如，Schlemm管)。在具体实施例中，反射性部件1004可以是可调节的有源部件，使得反射性部件1004在相应的开口1005内的相对位置或朝向是可调节的，以便调节透射通过开口的反射光的角度。所反射的诊治光的角度

可以大于30度，诸如在30至120度之间。使用在眼球表面处的开口1005内的反射性部件1004可以使眼球表面能够用作物理参考以计算诊治光的适当光束偏转角度。

[0142] 在诊治Schlemm管时，可以经由眼睛的图像（例如，光学相干断层扫描（OCT））检测Schlemm管的位置。利用这个信息，可以选择适当的罩1000以便照射Schlemm管。例如，可以选择具有适当定向的环形镜的罩1000并用于确保诊治光将朝着Schlemm管反射并且照射Schlemm管。环形镜的使用可以使得能够同时诊治基本上所有Schlemm管。在另一个实施例中，可以设置有源反射性部件（例如，镜或反射性MEMS部件）的朝向，以确保诊治光将朝着Schlemm管反射并且照射Schlemm管。有源反射性部件的使用可以使得反射器的朝向能够被实时调节，以确保Schlemm管被照射和诊治。有源反射性部件可以由位于罩1000的不透明区域1002上的太阳能电池材料远程控制和本地供电。在其它实施例中，本地生成的电能可以用于为一个或多个传感器供电，该一个或多个传感器有助于确定Schlemm管的照射的影响，诸如通过测量IOP。罩1000使得诊治光束能够被有效地引导或指引到Schlemm管，这是利用常规激光诊治探针或系统无法实现的。

[0143] 现在参考图21，图示了使用基于反射光的系统来诊治患者眼睛的方法1200。在方框1202处，将透镜/罩定位在眼睛的表面上。透镜/罩具有内表面、与内表面相对的外表面、以及部署在透镜/罩内的反射性材料。在方框1204处，相对于透镜/罩对准光源。在方框1206处，治疗光从光源朝着透镜/罩递送，使得所递送的治疗光的至少一部分照射反射性材料并被反射性材料以一定角度朝着眼睛内的组织反射，该眼睛内的组织从光源所递送的治疗光的轴偏离轴线。如本文所述，治疗光可以被反射性材料朝着眼睛的Schlemm管的组织反射。所反射的治疗光的角度可以大于30度，诸如在30至120度之间。

[0144] 透镜/罩通常是光学不透明的，以防止治疗光透射通过透镜/罩。在这种情况下，透镜/罩包括至少一个透明开口，该至少一个透明开口允许治疗光透射通过至少一个透明开口。反射性材料部署在透镜/罩的至少一个透明开口内。在一些实施例中，方法1200可以包括将反射性材料沉积在至少一个透明开口的内表面上。在其它实施例中，反射性材料可以部署在定位在至少一个透明开口内的透镜部件内。在这样的实施例中，透镜部件可以是有源部件，并且该方法还可以包括调节反射性材料在至少一个透明开口内的相对位置，以便调节透射通过至少一个透明开口的治疗光的角度。

[0145] 一个或多个计算设备可以适于通过访问以计算机可读形式呈现的软件指令来提供本文描述的期望功能。当使用软件时，可以使用任何合适的编程、脚本或其它类型的语言或语言的组合来实现本文所包含的教导。但是，软件不需要单独使用，或者根本不需要使用。例如，本文阐述的方法和系统的一些实施例也可以通过硬连线逻辑或其它电路系统（包括但不限于专用电路）来实现。计算机执行的软件和硬连线逻辑或其它电路系统的组合也可以是合适的。

[0146] 本文公开的方法的实施例可以由一个或多个合适的计算设备执行。这样的系统可以包括适于执行本文公开的方法的一个或多个实施例的一个或多个计算设备。如上所述，这样的设备可以访问实施计算机可读指令的一个或多个计算机可读介质，该计算机可读指令在由至少一个计算机执行时使得该至少一个计算机实现本主题的方法的一个或多个实施例。附加地或替代地，计算设备可以包括使得设备可操作以实现本主题的一个或多个方法的电路系统。

[0147] 可以使用任何合适的计算机可读介质来实现或实践当前公开的主题,计算机可读介质包括但不限于盘、驱动器和其它基于磁性的存储介质、光学存储介质,包括盘(例如,CD-ROM、DVD-ROM、其变体等)、闪存、RAM、ROM和其它存储器设备等。

[0148] 这里以具体的方式描述了本发明的主题,但是所要求保护的主题可以以其它方式实施,可以包括不同的元件或步骤,并且可以与其它现有或未来的技术结合使用。

[0149] 除了明确描述各个步骤的次序或元件的布置之外,本说明书不应当被解释为暗示各种步骤或元件之间的任何特定次序或布置。附图中描绘的或上面描述的部件的不同布置以及未示出或描述的部件和步骤都是可能的。类似地,一些特征和子组合是有用的,并且可以在不参考其它特征和子组合的情况下使用。已经出于说明性而非限制性的目的描述了本发明的实施例,并且替代实施例对于本专利的读者将变得显而易见。因而,本发明不限于上述实施例或附图中描绘的实施例,并且在不脱离以下权利要求的范围的情况下可以进行各种实施例和修改。

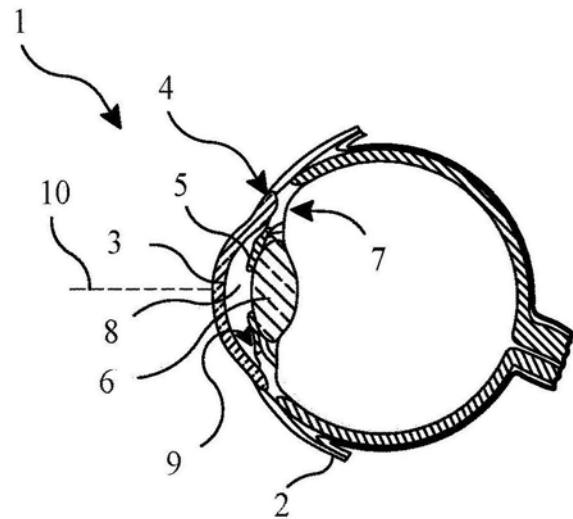


图1A

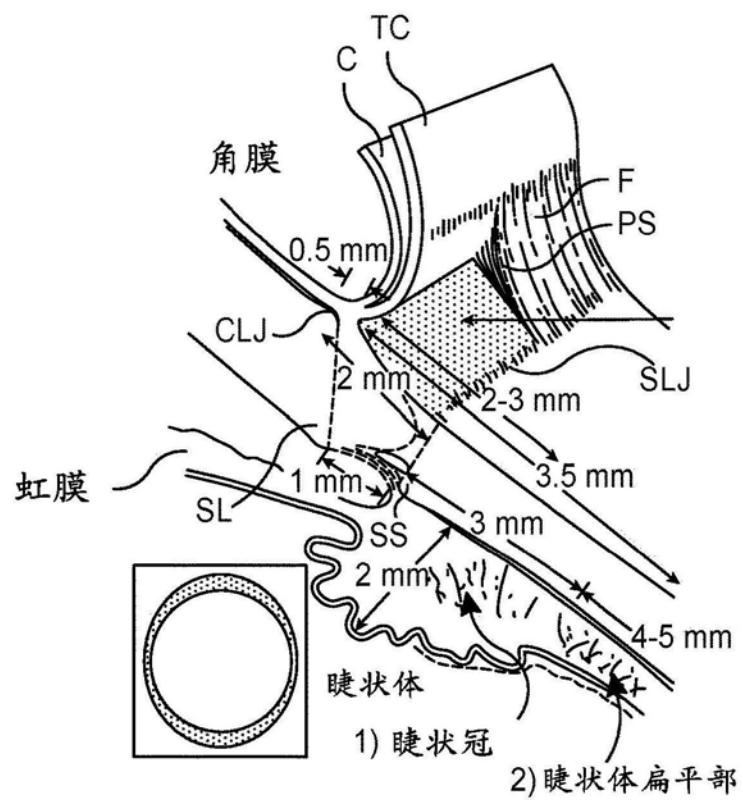


图1B

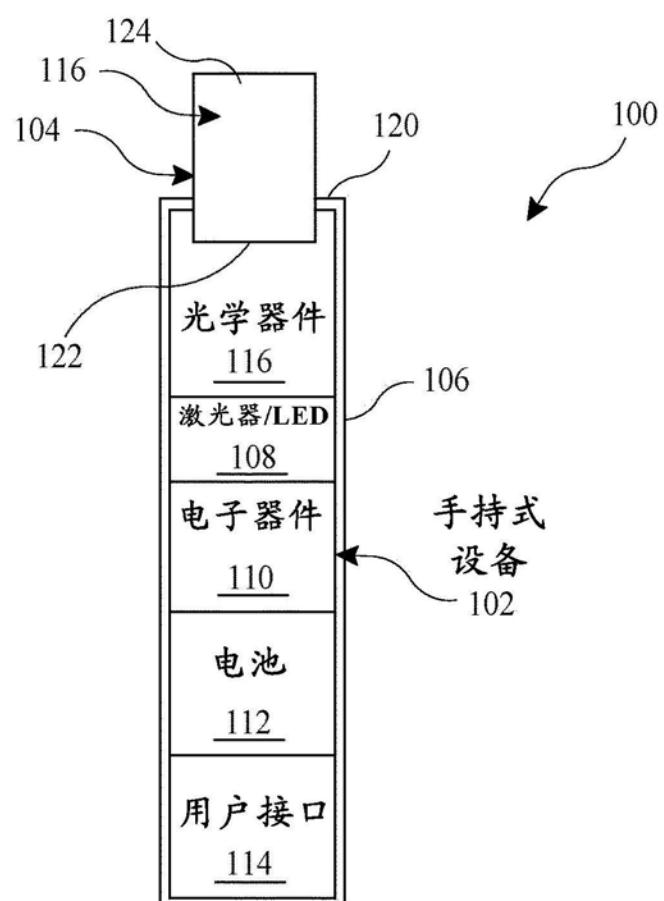


图2

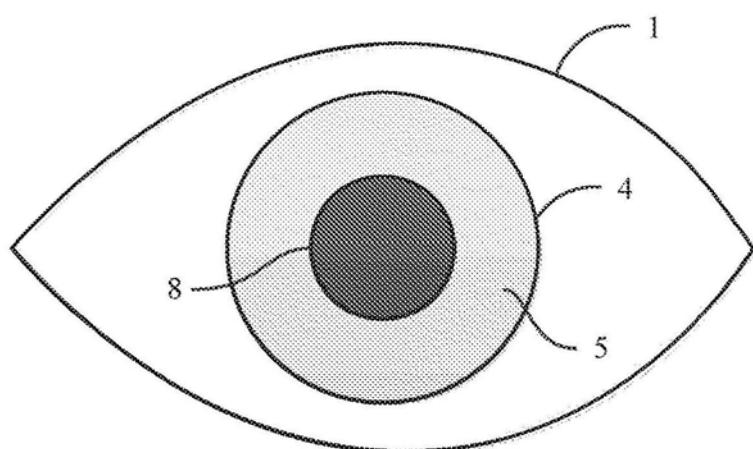


图3

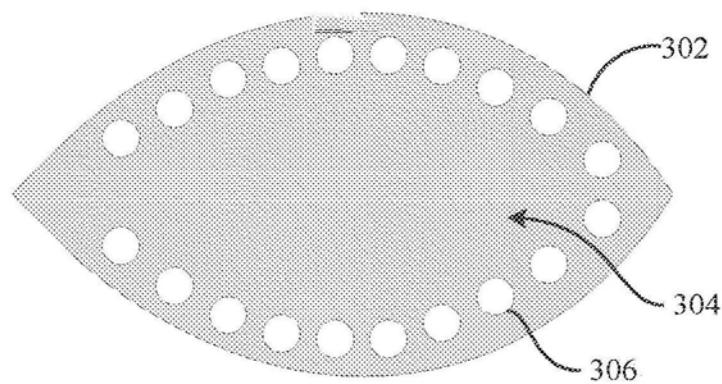


图4A

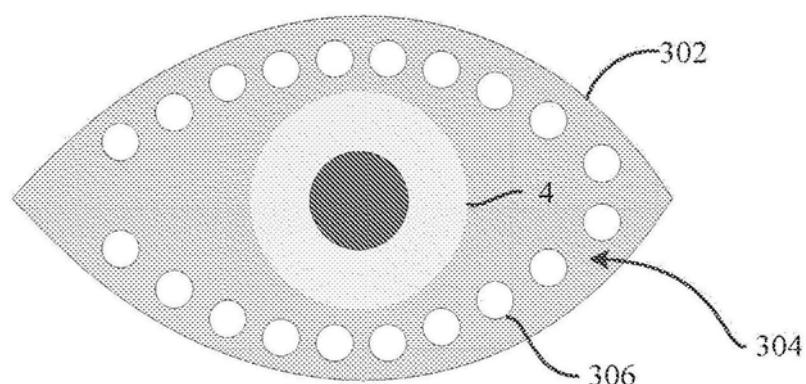


图4B

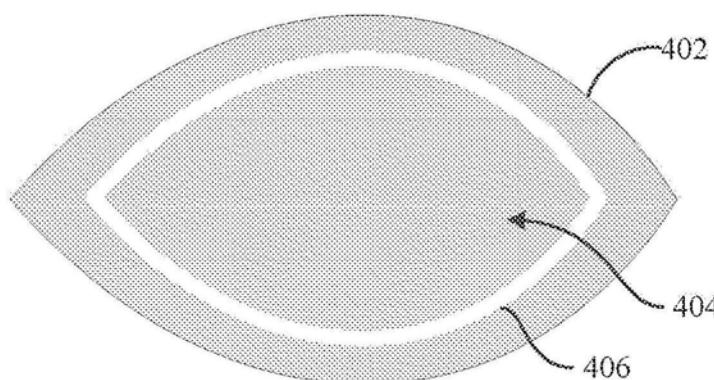


图5A

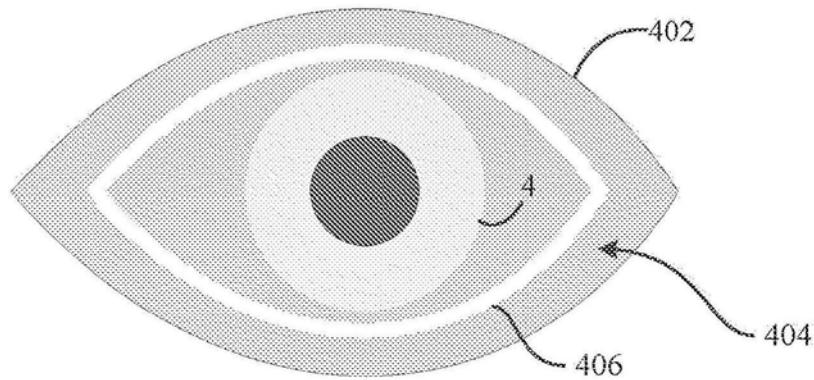


图5B

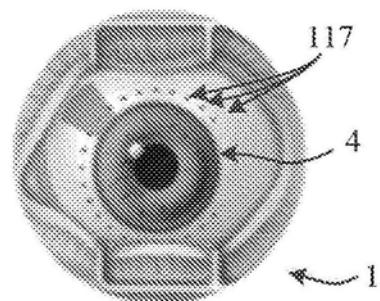


图6

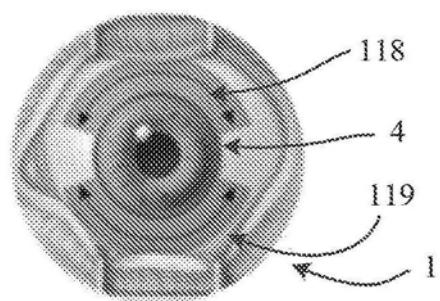


图7

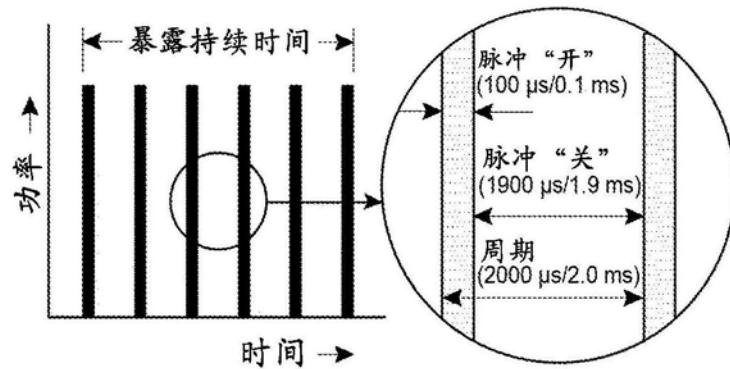


图8

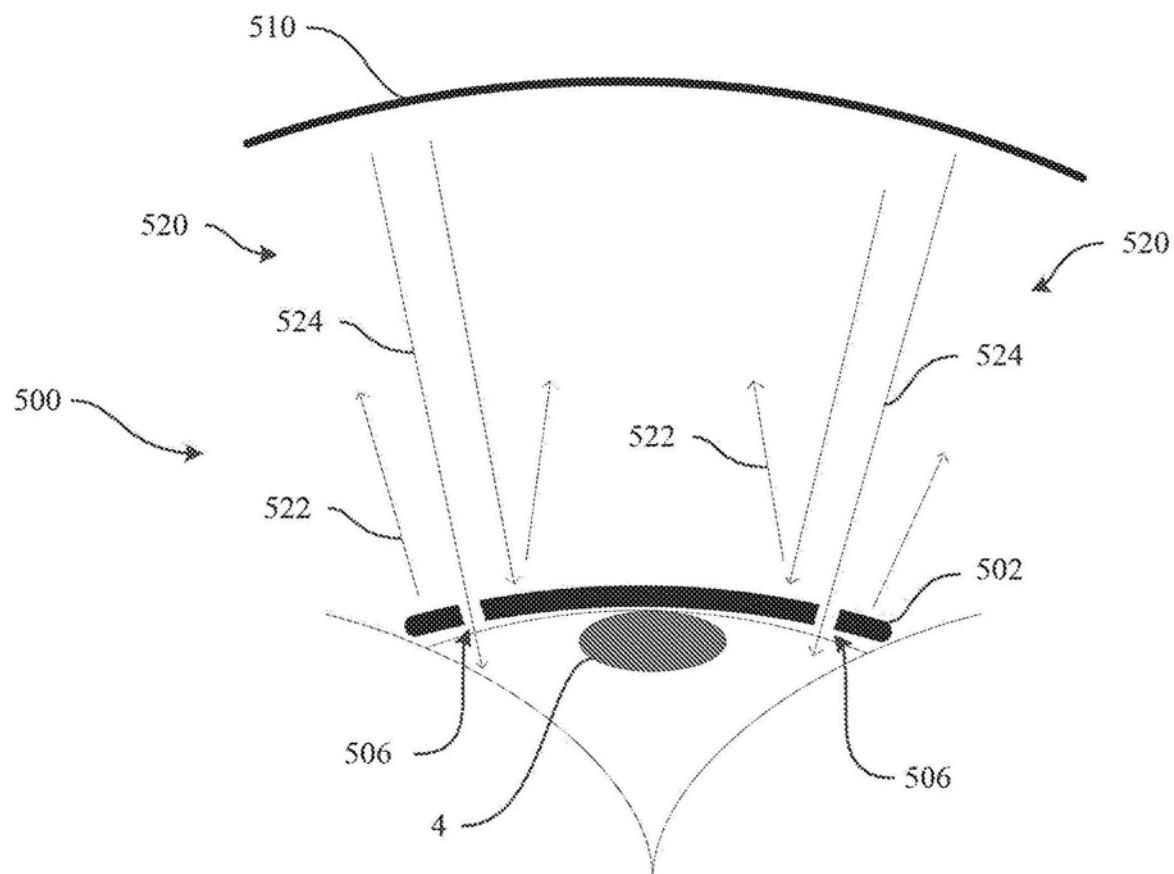


图9

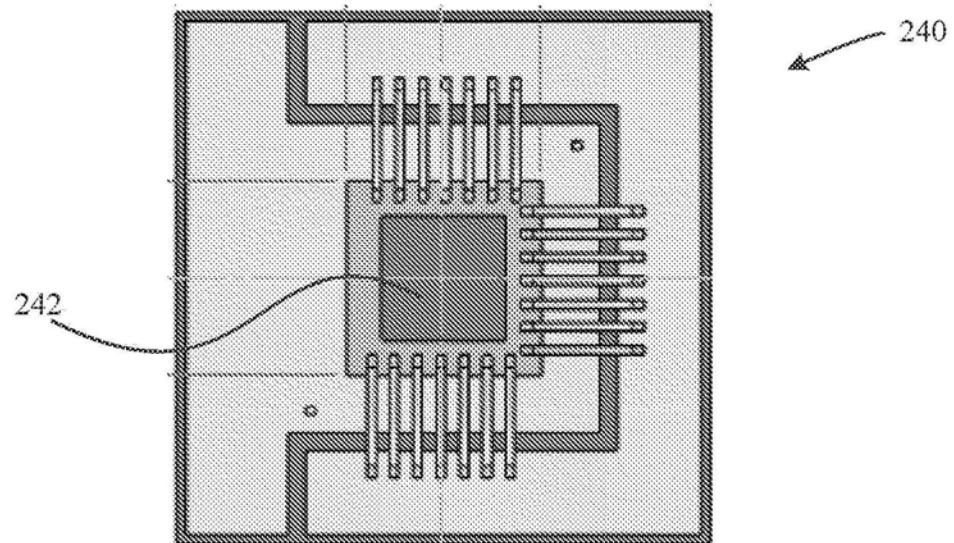


图10

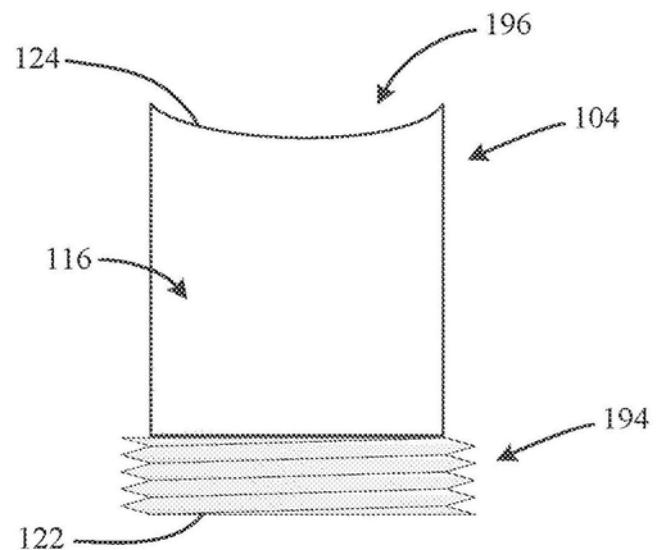


图11

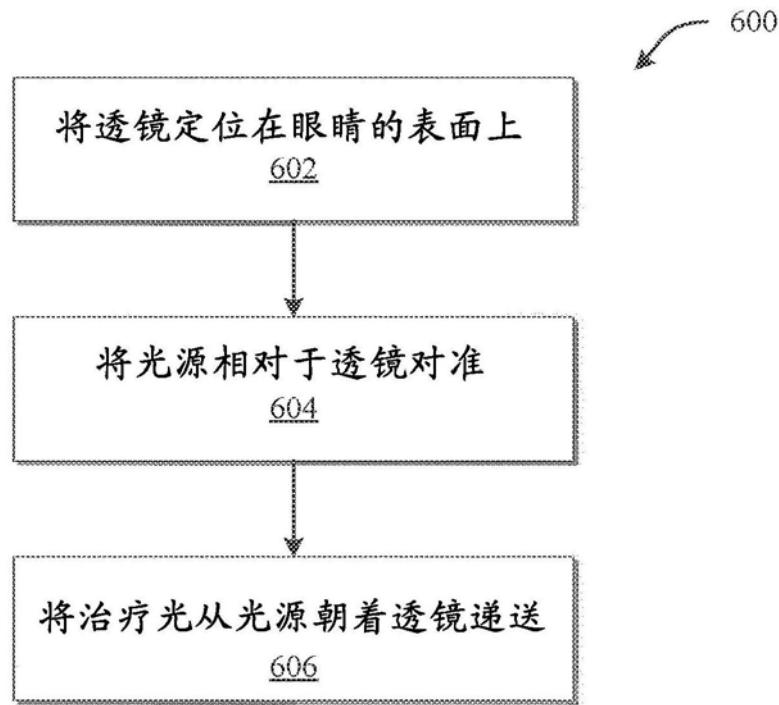


图12

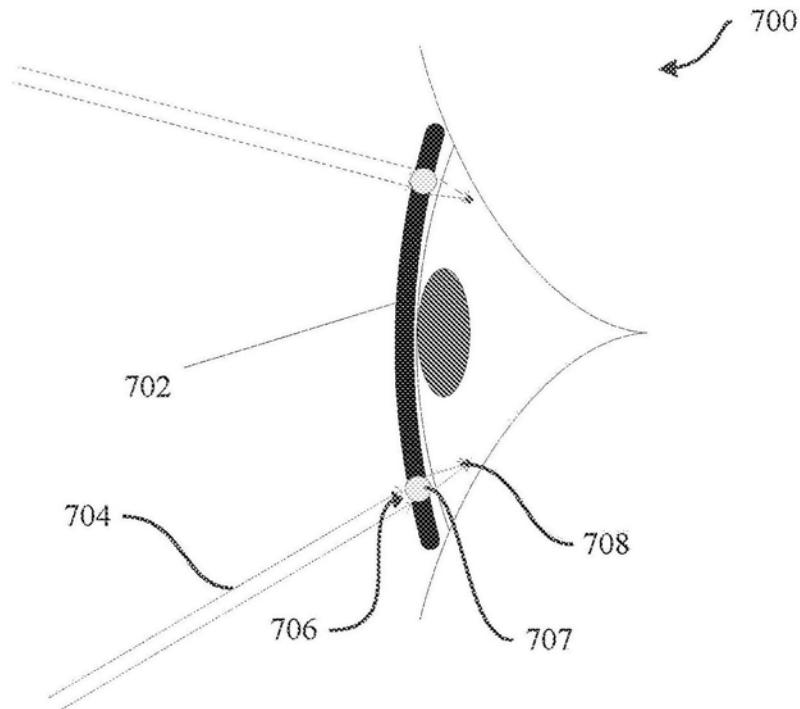


图13

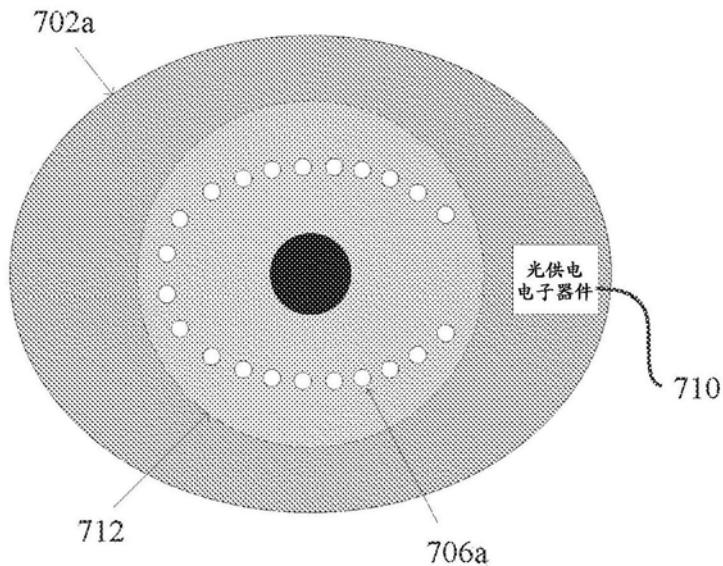


图14

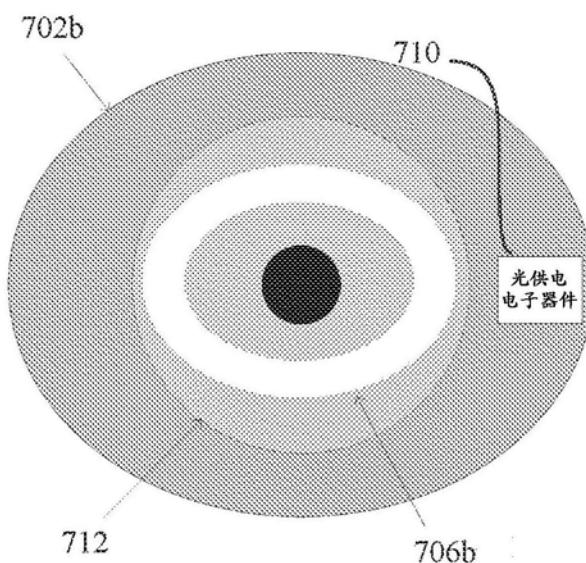


图15

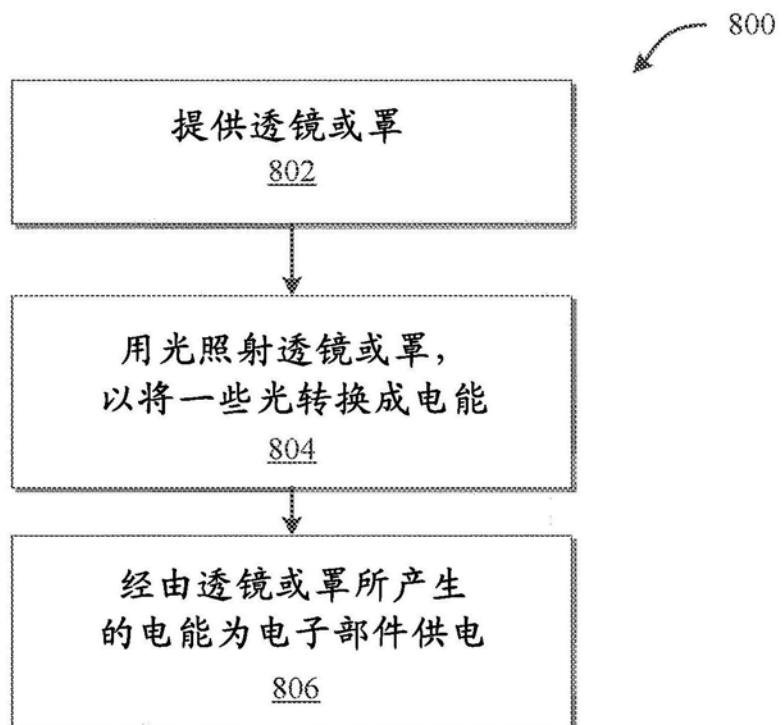


图16

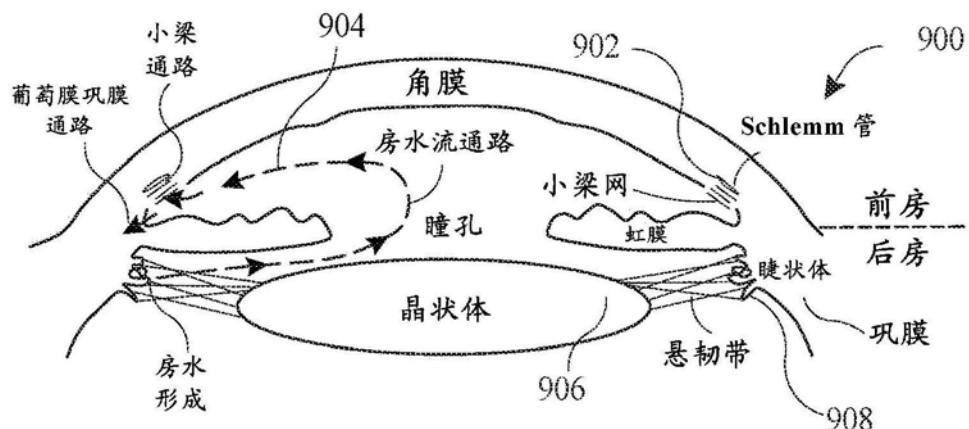


图17

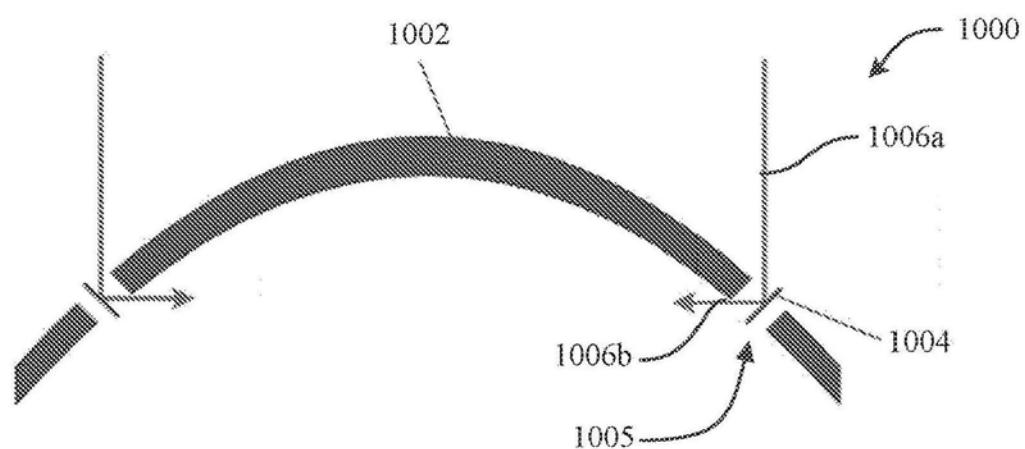


图18

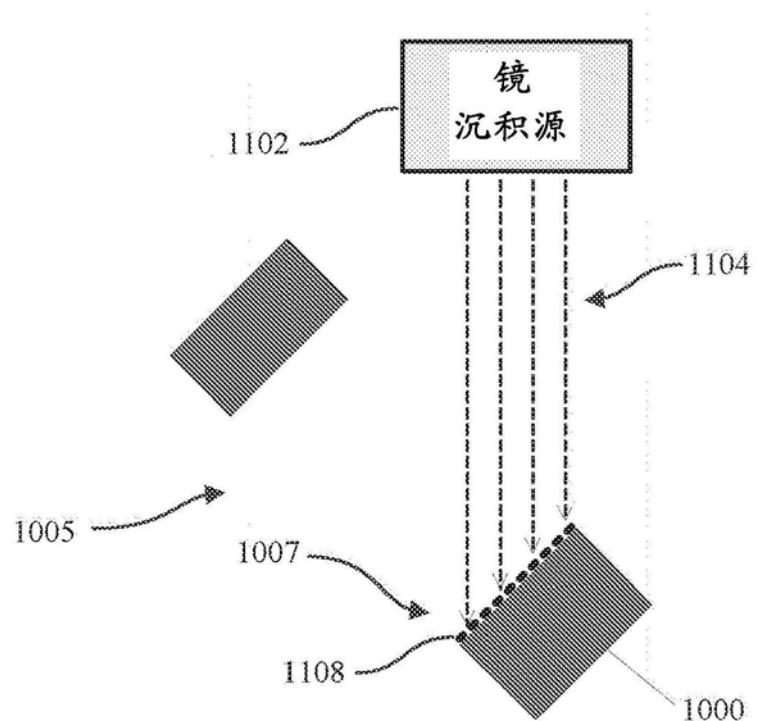


图19

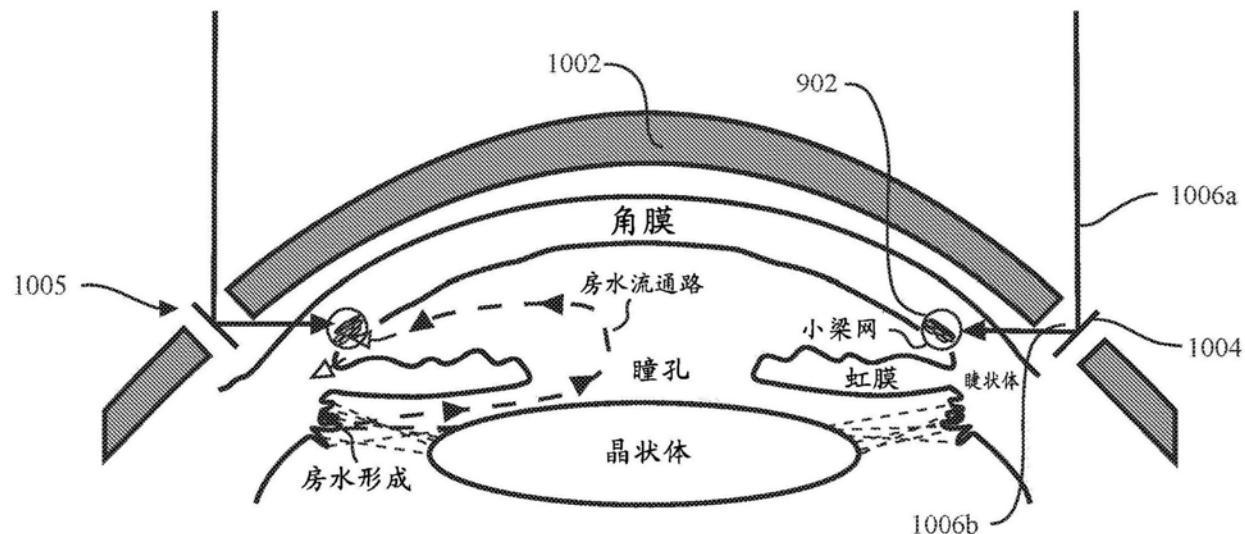


图20

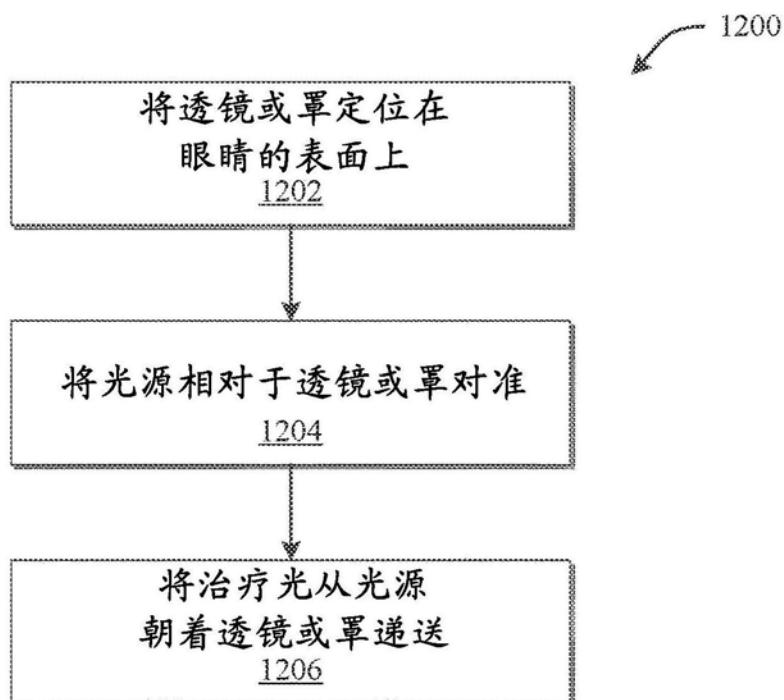


图21