



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109124871 B

(45) 授权公告日 2021. 11. 02

(21) 申请号 201810782796.9

(22) 申请日 2015.02.27

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109124871 A

(43) 申请公布日 2019.01.04

(30) 优先权数据
14/193,592 2014.02.28 US
14/193,630 2014.02.28 US
14/193,671 2014.02.28 US
14/193,716 2014.02.28 US
61/975,506 2014.04.04 US
62/047,373 2014.09.08 US

(62) 分案原申请数据
201580016670.5 2015.02.27

(73) 专利权人 易格赛尔透镜有限公司
地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 大卫·H·莫当特 金曼·意

(74) 专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限
责任公司 11287

代理人 顾晨昕

(51) Int.Cl.

A61F 9/008 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2009088734 A1, 2009.04.02
US 2009088734 A1, 2009.04.02
CN 101431957 A, 2009.05.13
EP 1759672 A1, 2007.03.07
US 2006111697 A1, 2006.05.25
US 4538608 A, 1985.09.03
CN 102811684 A, 2012.12.05
CN 102791228 A, 2012.11.21
EP 2059202 B1, 2013.08.14
CN 103536390 A, 2014.01.29
CN 103037821 A, 2013.04.10
CN 103025283 A, 2013.04.03
CN 103517691 A, 2014.01.15
US 4580559 A, 1986.04.08

审查员 张彩云

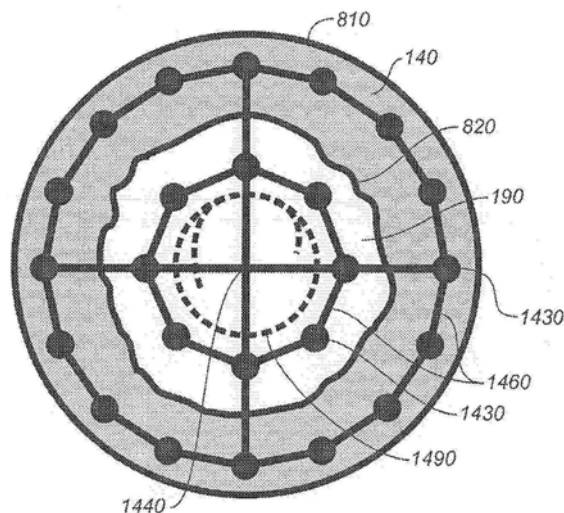
权利要求书2页 说明书20页 附图40页

(54) 发明名称

激光辅助白内障手术

(57) 摘要

激光辅助白内障手术方法及装置在执行撕囊过程时利用一或多个治疗激光光束在眼睛的晶状体前囊中形成经塑形开口。可将光吸收剂施加到所述晶状体前囊以促进在所述晶状体囊上沿治疗光束路径进行激光热组织分离。在施加所述治疗光束之前,可测量来自所述眼睛及任选地来自手术接触镜的相对或绝对反射率以确认及任选地量化所述光吸收剂的存在。



1. 一种用于在眼睛的晶状体前囊中形成开口的装置,所述装置包括:

输出治疗激光光束的治疗激光;

所述治疗激光光束入射于其上的二维扫描机;

控制所述二维扫描机的扫描机控制器,所述扫描机控制器具有用于预定治疗图案的一或多个经编程扫描剖面,所述治疗激光光束以所述预定治疗图案进行扫描以在所述晶状体前囊处形成闭合曲线;及

显示器,所述显示器经编程以显示覆叠有所述晶状体前囊的所述治疗激光光束被引导到的手术视野的视图的一或多个虚拟可视化图案,用于所述治疗激光光束的每个经编程扫描剖面具有相应的经编程虚拟可视化图案;

其中所述治疗激光光束的波长经选择以在所述晶状体前囊处被极强地吸收,且功率经选择以致使所述晶状体前囊中的胶原蛋白热变性从而产生沿所述闭合曲线的热组织分离以形成所述开口,而不消融晶状体前囊组织;及

其中,针对用于所述治疗激光光束的每个经编程扫描剖面,所述相应的经编程虚拟可视化图案的至少一部分表示通过所述治疗激光光束将被创建于所述晶状体前囊中的所述开口的周边边界的大小和位置,且与所述周边边界的至少一部分匹配,所述开口的所述周边边界在大小和位置上不同于相应预定治疗图案的所述闭合曲线并且具有比所述相应预定治疗图案更大的直径。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中所述治疗激光光束的所述波长包括由台盼蓝或吲哚菁绿吸收的波长,其中治疗激光光束功率为300mW至3000mW,且其中所述功率经选择以在所述晶状体前囊处具有所述治疗激光光束功率的35%或更多的吸收率。

3. 根据权利要求1所述的装置,其中所述虚拟可视化图案的至少一部分匹配于所述眼睛的瞳孔或缘且借此促使所述预定治疗图案相对于那些解剖特征而对准。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中所述治疗激光光束在所述晶状体前囊处具有大于或等于50微米到小于或等于300微米的光点大小。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中所述治疗激光光束是连续波激光,所述治疗激光光束沿所述预定治疗图案的所述闭合曲线以单一遍次进行扫描,且治疗激光光束功率沿所述闭合曲线为恒定的。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中使所述治疗激光光束进行扫描是在小于或等于10秒内完成。

7. 根据权利要求6所述的装置,其中使所述治疗激光光束进行扫描是在小于或等于5秒内完成。

8. 根据权利要求7所述的装置,其中使所述治疗激光光束进行扫描是在小于或等于1秒内完成。

9. 根据权利要求1所述的装置,其中所述治疗激光光束在所述晶状体前囊处聚焦为束腰且随着所述治疗激光光束入射于所述眼睛的视网膜上而发散,且所述预定治疗图案在所述眼睛中发散,且因此与所述治疗图案在所述晶状体前囊处的大小及面积相比,所述治疗图案在所述视网膜上的大小及面积被扩展。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中所述治疗激光光束在所述晶状体前囊处沿所述预定治疗图案的所述闭合曲线提供小于或等于 $2000\text{J}/\text{cm}^2$ 的注量且在所述眼睛的所述视网膜

上沿对应闭合曲线提供小于或等于 $10\text{J}/\text{cm}^2$ 的注量。

11. 根据权利要求9所述的装置,其中所述治疗激光光束在所述晶状体前囊处沿所述预定治疗图案的所述闭合曲线提供小于或等于 $10,000\text{W}/\text{cm}^2$ 的峰值辐照度且在所述眼睛的所述视网膜上沿对应闭合曲线提供小于或等于 $400\text{mW}/\text{cm}^2$ 的峰值辐照度。

12. 根据权利要求9所述的装置,其中所述治疗激光光束在所述晶状体前囊处具有大于或等于100微米到小于或等于300微米的直径。

13. 根据权利要求9所述的装置,其中所述视网膜上的所述治疗图案避开所述眼睛的中央凹。

14. 根据权利要求1所述的装置,其中在所述预定治疗图案开始时,治疗激光光束功率在5毫秒到200毫秒的周期期间从0斜升到其全功率的90%。

15. 根据权利要求14所述的装置,其中所述治疗激光光束以小于所述治疗激光光束随后沿所述闭合曲线进行扫描的平均速度的速度从所述闭合曲线内部的初始点朝向所述闭合曲线进行扫描,且治疗激光光束功率的所述斜升是在所述治疗激光光束到达所述闭合曲线之前完成。

16. 根据权利要求2所述的装置,其包括检测激光,所述检测激光输出具有被台盼蓝或吲哚菁绿反射的波长的检测激光光束。

17. 根据权利要求2所述的装置,其包括检测激光,所述检测激光输出具有从台盼蓝或吲哚菁绿激发荧光的波长的检测激光光束。

18. 根据权利要求2所述的装置,其包括宽带光源,所述宽带光源输出由台盼蓝或吲哚菁绿反射的宽带照明。

19. 根据权利要求18所述的装置,其中所述宽带照明是白色光。

20. 根据权利要求13所述的装置,其与手术接触镜组合地布置,所述手术接触镜定位在所述眼睛上以抵消所述眼睛的角膜在所述眼睛的所述视网膜上的聚焦功率并使扫描图案折射远离所述眼睛的所述中央凹。

21. 根据权利要求1所述的装置,其包括激光,所述激光输出可见光激光光束,所述可见光激光光束以人类患者可感知的频率闪烁、被引导到所述眼睛中且在所述患者注视所述可见光激光光束后即刻确立所述眼睛的视轴。

22. 根据权利要求21所述的装置,其中所述预定治疗图案以由闪烁的所述可见光激光光束确定的所述视轴为中心。

23. 根据权利要求1所述的装置,其与显微镜集成在一起。

24. 根据权利要求1所述的装置,其与经配置以测量所述眼睛的折射性质的像差仪集成在一起。

激光辅助白内障手术

[0001] 分案申请信息

[0002] 本发明专利申请是申请日为2015年02月27日、申请号为201580016670.5、发明名称为“激光辅助白内障手术”的发明专利申请案的分案申请。

[0003] 相关申请案的交叉参考

[0004] 本专利申请案涉及并主张以下美国专利申请案的优先权的权益：2014年2月28日提出申请的标题为“激光辅助白内障手术 (Laser Assisted Cataract Surgery)”的第14/193,592号美国专利申请案；2014年2月28日提出申请的标题为“激光辅助白内障手术 (Laser Assisted Cataract Surgery)”的第14/193,630号美国专利申请案；2014年2月28日提出申请的标题为“激光辅助白内障手术 (Laser Assisted Cataract Surgery)”的第14/193,671号美国专利申请案；2014年2月28日提出申请的标题为“激光辅助白内障手术 (Laser Assisted Cataract Surgery)”的第14/193,716号美国专利申请案；2014年4月4日提出申请的标题为“激光辅助白内障手术 (Laser Assisted Cataract Surgery)”的第61/975,506号美国临时专利申请案；及标题为“激光辅助白内障手术 (Laser Assisted Cataract Surgery)”且2014年9月8日提出申请的第62/047,373号美国临时专利申请案，所述专利申请案中的每一者以其全文引用的方式并入本文中。

技术领域

[0005] 本发明一般来说涉及激光辅助眼科手术，且更明确地说，涉及在执行撕囊中使用一或多个激光的方法及装置。

背景技术

[0006] 白内障是视力不良的常见原因且是失明的主要原因。至少一亿双眼睛具有导致低于6/60 (以米为单位) (或20/200, 以英尺为单位) 的视敏度的白内障。白内障摘出术是世界上最常执行的手术过程，其中估计在世界范围内有超过2200万例白内障摘出术，且在北美每年执行超过3百万例白内障摘出术。一般来说，存在两种类型的白内障手术：运用超声乳化术的小切口白内障手术；及囊外白内障摘出术。

[0007] 在运用超声乳化术的小切口白内障手术中，较常见方法是：在角膜中做出约2毫米 (mm) 切口并运用冲洗、抽吸术及超声乳化术移除混浊自然晶状体，同时留下完整的弹性晶状体囊以允许植入并保持人工晶状体 (IOL)。当前，囊外白内障摘出手术是较具侵入性过程且在具有较少资源的发展中国家中执行。以此过程，在巩膜中做出6mm或更大的大切口，并移除整个混浊自然晶状体。

[0008] 这两种手术过程中的较关键组成中的一者是撕囊 (其还称为囊切开术)，撕囊是晶状体囊中的经做出以准许移除晶状体核及皮质的切口。晶状体囊是包括胶原蛋白的透明均质基膜。晶状体囊具有弹性性质，但并非由弹性纤维构成。所述囊具有平滑表面轮廓，在小带附着的囊赤道部处除外。

[0009] 撕囊通常形成以视轴为中心且针对IOL及患者状况适当地大小设定的对称圆形切

口。新形成的切口边缘周围的机械完整性需要能够承受在白内障摘出术及IOL植入期间所经历的力。术后,新形成的囊缘边变硬且开口收缩,从而为IOL提供进一步强度及结构支持以防止移位及未对准。

[0010] 撕囊的当前处理标准是连续环形撕囊(CCC)。CCC的概念是提供穿过晶状体前囊的平滑连续圆形开口以用于超声乳化术及人工晶状体的插入,从而使包含错误撕裂及扩展的并发症的风险最小化。当前,撕囊是利用镊子或针而手动执行的。此技术取决于施加剪力及使平面内拉力最小化以手动撕裂切口。在以此方式执行撕囊时可出现的一种并发症是错误撕裂。错误撕裂是撕囊朝向囊赤道部的径向裂开及扩展。如果错误撕裂遇到小带附着,那么撕裂可被引导到囊穹且可能地一直引导到囊的后部。后囊撕裂促使核“掉入”到后房中,从而导致其它并发症。

[0011] 在撕囊中可出现的其它问题与外科医生因缺少红反射(来自视网膜的红光反射)而无法使囊充分可视化、无法充分安全地夹紧囊或无法撕裂出具有适当大小的平滑对称圆形开口有关。额外困难可与初始开口之后的前房深度的维持、瞳孔的大小或因晶状体混浊而不存在红反射有关。额外并发症出现于具有弱小带的老年患者以及具有极难以机械方式弄破裂的极软且弹性囊的幼龄儿童中。

[0012] 在白内障手术之后,迅速地,1到2天便有反应,其中囊变硬且囊收缩开始。此收缩持续整个4到6周的周期,其中还发生撕囊与IOL视神经界面的纤维化以及IOL触觉部与囊界面的纤维化。甚至在超过一年以后,所述囊仍持续收缩到更小程度。因此,定位撕囊是长期成功的关键因素。

[0013] 因此,此项技术中需要提供新的眼科方法、技术及装置以提升撕囊的处理标准。

发明内容

[0014] 本说明书揭示激光辅助眼科手术方法及装置。

[0015] 在一个方面中,一种用于在眼睛的晶状体前囊中形成开口的装置包括扫描治疗激光光束,所述扫描治疗激光光束具有用于在所述晶状体前囊处形成闭合曲线的预定治疗图案的经编程扫描剖面。所述治疗激光具有经选择以在所述晶状体前囊处被极强地吸收的波长,及经选择以致使所述晶状体前囊中的胶原蛋白热变性从而产生沿所述闭合曲线的热组织分离而不消融晶状体前囊组织的功率。所述装置还包括扫描可视化激光光束,所述扫描可视化激光光束具有用于所述晶状体前囊处的预定可视化图案的经编程扫描剖面及在可见光谱中的波长。

[0016] 所述可视化图案的大小及几何形状不同于所述治疗图案。举例来说,所述可视化图案的至少一部分可指示将在所述晶状体前囊中形成的所述开口的所要边界且借此促使所述治疗图案在所述晶状体前囊上对准。通常,由于邻近于所述闭合曲线的晶状体前囊组织在热组织分离期间及在热组织分离之后的收缩,因此所述开口的所述所要边界的位置不同于所述治疗图案的所述闭合曲线。另一选择为或另外,所述可视化图案的至少一部分可对应于所述眼睛的一或多个解剖特征,且借此促使所述治疗图案相对于那些解剖特征而对准。

[0017] 在另一方面中,一种用于在眼睛的晶状体前囊中形成开口的装置包括治疗激光光束及所述治疗激光光束入射于其上的二维扫描机。所述扫描机具有用于预定治疗图案的经

编程扫描剖面,所述治疗激光光束以预定治疗图案进行扫描以在所述晶状体前囊处形成闭合曲线。所述装置包括透镜,所述透镜经定位以使所述治疗激光光束在所述晶状体前囊处聚焦为束腰,其中所述治疗光束从其束腰进行扩展以散焦于所述眼睛的视网膜上。所述治疗图案使治疗图案不变量及/或治疗图案束腰通过所述透镜与所述眼睛之间。所述治疗激光光束具有经选择以在所述晶状体前囊处被极强地吸收的波长,及经选择以致使所述晶状体前囊中的胶原蛋白热变性从而产生沿所述治疗图案的所述闭合曲线的热组织分离而不消融晶状体前囊组织的功率。

[0018] 所述治疗图案可在所述眼睛中发散,且因此与所述治疗图案在所述晶状体前囊处的大小及面积相比,所述治疗图案在所述视网膜上的大小及面积可被扩展。因此,所述治疗图案可避开所述视网膜上的中央凹。

[0019] 在另一方面中,一种用于在眼睛的晶状体前囊中形成开口的装置包括连续波扫描治疗激光光束,所述连续波扫描治疗激光光束具有用于在所述晶状体前囊处以单一遍次形成闭合曲线的预定治疗图案的经编程扫描剖面。所述治疗激光具有经选择以在所述晶状体前囊处被极强地吸收的波长,及经选择以致使所述晶状体前囊中的胶原蛋白热变性从而产生沿所述闭合曲线的热组织分离而不消融晶状体前囊组织的功率。在所述治疗图案开始时,所述治疗激光的所述功率在约5毫秒到约200毫秒的周期期间从约0斜升到其全功率的约90%。此斜升可通过以下方式使所述囊在所述治疗图案的开始点处撕裂的可能性最小化:允许在所述图案的所述开始点附近的组织首先拉紧而不分离,借此减小所述图案的所述开始处的剪应力/张力;及/或避免否则可因一或多个气泡伴随较快热接通的生长及破灭而产生的邻近于目标组织的流体中的局部激波或使所述局部激波最小化。

[0020] 在另一方面中,一种用于在眼睛的晶状体前囊中形成开口的装置包括治疗激光光束及所述治疗激光光束入射于其上的二维扫描机。所述扫描机具有用于预定治疗图案的经编程扫描剖面,所述治疗激光光束以预定治疗图案进行扫描以在所述晶状体前囊处形成闭合曲线。所述装置包括透镜,所述透镜经定位以使所述治疗激光光束在所述晶状体前囊处聚焦为束腰,其中所述治疗激光光束从其束腰进行扩展以散焦于所述眼睛的视网膜上。所述治疗激光光束具有经选择以在所述晶状体前囊处被极强地吸收的波长,及经选择以致使所述晶状体前囊中的胶原蛋白热变性从而产生沿所述治疗图案的所述闭合曲线的热组织分离而不消融晶状体前囊组织的功率。所述装置还包括:第一可见光可视化激光光束,其与所述治疗激光光束共享光学路径;及第二可见光可视化激光光束,其在或大约在所述治疗激光光束的所述束腰处与第一可视化激光光束交叉。

[0021] 举例来说,所述第一可视化激光光束及所述第二可视化激光光束可是通过使所述扫描机在所述第一可视化激光光束的光学路径与所述第二可视化激光光束的光学路径之间抖动而从入射于所述扫描机上的单个可见光激光光束产生。

[0022] 在另一方面中,虚拟可视化图案可呈现于显示器上且覆叠有所述晶状体前囊的视图以辅助本文中所描述的眼科手术过程。代替本文中所描述的所投影可视化图案或除本文中所描述的所投影可视化图案之外,还可使用此类虚拟可视化图案。

[0023] 在另一方面中,在眼科手术过程之前或在眼科手术过程期间可通过使患者注视(直接看着)低功率激光光束而确定患者眼睛的视轴。任选地,激光光束可以患者可感知的频率闪烁以促进对光束的注视。

[0024] 在另一方面中,植入患者眼睛中的环面IOL的定向可通过使患者注视低功率激光光束并观察激光光束穿过所述环面IOL从患者眼睛的后方的反射而评估。

[0025] 在另一方面中,可测量来自眼睛的相对或绝对反射率以确认及任选地量化存在于所述晶状体前囊中或存在于所述晶状体前囊上的光吸收剂。这些测量可用于确定:所述晶状体囊中存在充足光吸收剂,使得所述治疗光束穿过所述囊的透射率将低于认为对于视网膜及眼睛的其它内部部分安全的预定阈值。这些测量还可用于确定:存在充足光吸收剂以在应用选定/经预编程治疗光束参数时产生前囊沿治疗光束路径的完全激光热分离。这些确定可利用在治疗波长或另一波长下所述治疗光束穿过所述囊的透射率与来自所述囊的反射率之间的相关性。另外或另一选择为,所述反射率测量及其与所述治疗光束穿过所述晶状体囊的透射率的相关性可用于使治疗参数(例如,治疗光束功率、光点直径及扫描速度)最佳化。

[0026] 所属领域的技术人员在参考连同首先简略描述的附图一起进行的本发明的以下较详细说明时将更明了本发明的这些及其它实施例、特征及优点。

附图说明

[0027] 图1展示眼睛的某些部分(晶状体囊110、经扩张虹膜140、角膜160、前房170及瞳孔190)、自然结晶晶状体位置及所植入人工晶状体120的所打算位置、光吸收剂130及本文中所描述的撕囊过程的实例中将使用的治疗光束150的横向平面视图。

[0028] 图2展示图1的晶状体囊110的侧视图,其中晶状体囊110已通过如本文中所描述的基于激光的方法在位置210处分离成两个部分,例如外部部分110-E及内部部分110-I。此图还展示给所述分离界定边界的经收缩且经紧缩端220-E及220-I。

[0029] 图3A到3H展示图解说明实例性“内部-闭合曲线-内部”治疗图案的从晶状体囊的前方观看的视图,其中沿预定闭合曲线310引导治疗激光光束。

[0030] 图4A到4G展示图解说明实例性“内部-闭合曲线”治疗图案的从晶状体囊的前方观看的视图,其中沿预定闭合曲线410引导治疗激光光束。

[0031] 图5A到5H展示图解说明实例性“内部-闭合曲线-重叠”治疗图案的从晶状体囊的前方观看的视图,其中沿预定闭合曲线410引导治疗激光光束。

[0032] 图6A到6G展示图解说明实例性“闭合曲线-重叠”治疗图案的从晶状体囊的前方观看的视图,其中沿预定闭合曲线610引导治疗激光光束。

[0033] 图7A到7H展示图解说明实例性“内部-闭合曲线-重叠-内部”治疗图案的从晶状体囊的前方观看的视图,其中沿预定闭合曲线710引导治疗激光光束。

[0034] 图8展示具有缘810、虹膜140、虹膜的内部边界820、瞳孔190以及可视化图案的眼睛的视图,所述可视化图案包括预定闭合曲线及用于辅助定位所要撕囊的位置的至少三个点830。

[0035] 图9A到9B展示其上叠加两个额外实例性可视化图案的包含缘810、虹膜140及的瞳孔190的眼睛的视图,所述两个额外实例性可视化图案中的每一者包括两个圆或闭合曲线910及920。

[0036] 图10A到10B展示其上叠加两个额外实例性可视化图案的包含缘810、虹膜140及瞳孔190的眼睛的视图,所述两个额外实例性可视化图案中的每一者包括两个圆或闭合曲线

1010及1020,其中在所述曲线上具有点1030。

[0037] 图11A到11B展示其上叠加两个额外实例性可视化图案的包含缘810、虹膜140及瞳孔190的眼睛的视图,所述两个额外实例性可视化图案中的每一者包括十字丝以及两个圆或闭合曲线,其中在所述曲线上具有点。

[0038] 图12A到12L展示额外可视化图案,所述额外可视化图案中的每一者可包括闭合曲线1205、1210、1220、1260、曲线上的点1230及十字丝1240的组合。

[0039] 图13A到13B展示具有长轴及短轴以及旋转角度的椭圆形破裂的实例。图13C到13D展示可与图13A到13B的椭圆形破裂一起使用的可视化图案的两个实例。每一图案包括圆形外闭合曲线及椭圆形内闭合曲线。

[0040] 图14展示具有以下各项的眼睛的视图:缘810、虹膜140、虹膜的内部边界820、经扩张瞳孔190、包括十字丝1440及两个圆1460(其中在曲线上具有点1430)的可视化图案,以及用于圆形破裂1490的治疗光束图案。

[0041] 图15展示具有以下各项的眼睛的视图:缘810、虹膜140、虹膜的内部边界820、及经扩张瞳孔190、包括十字丝1540及具有点1530的外圆1520以及具有点1530的内椭圆1510的可视化图案,以及用于椭圆形破裂1590的治疗光束图案。

[0042] 图16展示针对实例性治疗激光输出脉冲的功率对时间的曲线图,所述实例性治疗激光输出脉冲被递送到含有在本文中所描述的装置及方法中可使用的组织的胶原蛋白。

[0043] 图17图解说明随实现眼睛中的前囊的热分离所需的所辐照面积而变的功率的相依性。功率在较小面积处具有低相依性,且当面积增加时,存在功率对所辐照面积的较大相依性。

[0044] 图18A到18C展示穿过角膜及晶状体引导到眼睛中且引导到视网膜上的扫描激光光束的三个实例性射线迹线以及扫描激光光束在视网膜上的所得投影。图18A展示在不存在手术接触镜的情况下的射线迹线,且图18B到18C展示在存在两个不同手术接触镜的情况下的射线迹线。

[0045] 图19展示可用于使激光光束在眼睛中进行扫描以执行如本文中所描述的眼科手术的实例性装置的元件。

[0046] 图20展示图19的作为到显微镜的附件而与显微镜在外部集成在一起的实例性装置。

[0047] 图21展示图19的与显微镜在内部集成在一起的实例性装置,其中具有共享照明反射镜及显微镜物镜。

[0048] 图22展示类似于图19的实例性装置的但还包含促进相对于待治疗的组织的深度对准的光学元件的另一实例性装置。

[0049] 图23A到23C展示在调整装置的深度对准时由图22的装置产生的两个经叠加可视化图案的视图。

[0050] 图24A到24B展示可用于控制图22的装置的两个实例性脚可操作控制件。

[0051] 图25展示类似于图19到22的装置的可用于使激光光束在眼睛中进行扫描以执行眼科手术的实例性装置,其中与显微镜在外部集成在一起的装置具有显示器,在所述显示器上,虚拟可视化图案可覆叠有手术视野的透过显微镜的视图。

[0052] 图26A展示关于对治疗激光光束穿过用光吸收剂处理的晶状体前囊的随时间而变

的透射率的测量的示波器迹线。

[0053] 图26B展示图26A的透射率对时间的曲线图中所呈现的数据。

[0054] 图27A及图27B分别展示图解说明宽带照明从晶状体囊的反射率随增加施加到囊的光吸收剂的量而降低的实例性图像及相对反射率的曲线图。

[0055] 图28A及图28B分别展示图解说明窄带(红色)可视化激光照明从晶状体囊的反射率随增加施加到囊的光吸收剂的量而降低的实例性图像及相对反射率的曲线图。

[0056] 图29展示在治疗光束波长下穿过用增加量的光吸收剂处理的晶状体前囊的透射率及在另一波长下穿过用增加量的光吸收剂处理的晶状体前囊的反射率的曲线图。

[0057] 图30展示图解说明图29中所展示的透射率与反射率曲线之间的相关性的曲线图。

具体实施方式

[0058] 应参考图式阅读以下详细说明,其中在不同图中相同元件符号是指相似元件。未必按比例绘制的图式描绘选择性实施例且并不打算限制本发明的范围。所述详细说明以实例方式而非限制方式图解说明本发明的原理。本说明将明确地使得所属领域的技术人员能够做出并使用本发明,且描述本发明的数个实施例、更改形式、变化形式、替代方案及使用,包含目前被认为是实施本发明的最佳模式的方案。如本说明书及所附权利要求书中所使用,单数形式“一(a、an)”及“所述”包含多个指示物,除非上下文另外明确指示。

[0059] 如下文较详细描述,本说明书揭示在执行撕囊过程时利用一或多个治疗激光光束来在眼睛的晶状体前囊中形成经塑形开口的眼科手术方法及装置。在所述过程中,可任选地将光吸收剂添加到晶状体囊组织上或添加到晶状体囊组织中,且治疗激光波长经选择以被光吸收剂极强地吸收。另一选择为,治疗激光波长可经选择以被组织自身吸收或极强地吸收,在此情形中,不需要使用额外光吸收剂。在任一情形中,如本文中所使用的短语“被极强地吸收”打算意指治疗光束穿过待治疗的组织(例如,晶状体前囊)的透射率小于约65%、或小于约40%、或小于约30%、或小于约20%、或小于约15%、或小于约10%。举例来说,在一些变化形式中,治疗光束被极强地吸收,使得穿过待治疗的组织的透射率为约11%+/-3%。治疗激光光束被沿预定闭合曲线引导于晶状体囊组织处以组织中产生热效应,从而产生组织沿激光光束路径的分离。举例来说,预定闭合曲线可具有圆形或椭圆形形状。还可使用用于闭合曲线的任何其它适合形状。通常,所述形状经选择以降低在白内障手术期间于组织的在闭合曲线外部形成的经分离边缘的边缘上出现撕裂的可能性。运用一或多个目标激光光束而产生的可视化图案可投影到晶状体囊组织上以辅助所述过程。

[0060] 参考图1及图2可较好地理解这些方法及装置的一般方面。图1以眼睛(包含晶状体囊110、经扩张虹膜140、角膜160、前房170及瞳孔190)的横向平面视图展示在撕囊过程之后将植入的人工晶状体120的所打算位置。在所图解说明实例中,将光吸收剂130添加到晶状体前囊110的层中或添加到晶状体前囊110的层上。此剂可为生物相容性剂(例如吲哚菁绿(Indocyanine green)或台盼蓝(Trypan Blue))、染料、颜料、纳米粒子、碳粒子或任何其它适合光吸收剂。举例来说,光吸收剂可为台盼蓝、其它活体染料(Vital Dye)或吲哚菁绿。随后,可将光束150(例如激光光束)沿闭合曲线路径引导于晶状体前囊上。经引导光束被光吸收剂吸收以在晶状体前囊中储蓄热能或在晶状体前囊上产生局部热效应以产生撕囊。

[0061] 现在参考图2,一般来说,波长、功率、沿闭合曲线的光束移动速度及所治疗组织上

的光点大小经选择使得光束可被光吸收剂吸收以邻近于晶状体前囊或在晶状体前囊处储蓄充足热能以在晶状体前囊中产生机械分离210。激光光束参数通常经选择以避免组织的消融,且替代地,认为机械分离是因组织中的胶原蛋白的热变性而产生(举例来说,其中胶原蛋白从结晶螺旋结构转变为非晶结构)。经变性胶原蛋白紧缩且收缩以形成给形成撕囊的分离界定边界的增厚缘边220-E及220-I。有利地,与原始膜相比,这些缘边可较具弹性且对撕裂较具抵抗力。

[0062] 为清楚及方便起见,以下在单独标示的标题下描述发明性方法及装置的各种特征及方面。说明的此种组织形式并不意味着具限制性。本文中所描述的方法及装置的变化形式可包含或采用在单独标题下所描述的方面或特征的任何适合组合。

[0063] 治疗光束图案

[0064] 图3A到3H图解说明实例性“内部-闭合曲线-内部”治疗图案,其中沿预定闭合曲线310引导治疗激光光束。治疗图案在闭合曲线内部开始、围绕闭合曲线前进、接着在闭合曲线内部终止。尽管图解说明为顺时针,但此图案还可为逆时针。图3A的虚线310表示完整图案。图3B中的点320指示图案在闭合曲线内部的开始点,且图3C到3H透过图案的递送用实线330图解说明图案在后续时间间隔处的进展。图3H中的点340指示治疗图案在闭合曲线内部的结束点。定位过程在闭合曲线内部的开始点及结束点(以将从眼睛移除的材料)帮助防止曲线的形状的不规则性,所述不规则性可促成位于闭合曲线外部的保留晶状体前囊的缘边的撕裂。

[0065] 图4A到4G图解说明实例性“内部-闭合曲线”治疗图案,其中沿预定闭合曲线410引导治疗激光光束。治疗图案在闭合曲线内部开始、围绕闭合曲线前进且接着在闭合曲线上终止。尽管图解说明为顺时针,但此图案还可为逆时针。图4A的虚线410表示完整图案。图4B中的点320指示图案在闭合曲线内部的开始点,且图4C到4G透过图案的递送用实线330图解说明图案在后续时间间隔处的进展。图4G中的点440指示治疗图案在闭合曲线上的结束点。

[0066] 图5A到5H图解说明实例性“内部-闭合曲线-重叠”治疗图案,其中沿预定闭合曲线410引导治疗激光光束。治疗图案在闭合曲线的内部区域中开始、围绕闭合曲线前进(其中在闭合曲线上具有重叠区域)且接着在闭合曲线上终止。尽管图解说明为顺时针,但此图案还可为逆时针。图5A的虚线410表示完整图案。图5B中的点320指示图案在闭合曲线内部的开始点,且图5C到5H透过图案的递送用实线330图解说明图案在后续时间间隔处的进展。图5H中的点540指示治疗图案在闭合曲线上的结束点,其中闭合曲线上的区域550在图案刚开始时经历激光的治疗曝光且再次朝向图案递送的稍后部分,即,区域550是重叠区域。

[0067] 图6A到6G图解说明实例性“闭合曲线-重叠”治疗图案,其中沿预定闭合曲线610引导治疗激光光束。治疗图案在上闭合曲线上开始、围绕闭合曲线前进(其中在闭合曲线上具有重叠区域)且接着在闭合曲线上终止。尽管图解说明为逆时针,但此图案还可为顺时针。图6A的虚线610表示完整图案。图6B中的点620指示闭合曲线上的开始点,且图6C到6G透过图案的递送用实线330图解说明图案在后续时间间隔处的进展。图6G中的点540指示治疗图案在闭合曲线上的结束点,其中闭合曲线上的区域550在图案刚开始时经历激光的治疗曝光且再次朝向图案递送的稍后部分,即,区域550是重叠区域。

[0068] 图7A到7H图解说明实例性“内部-闭合曲线-重叠-内部”治疗图案,其中沿预定闭合曲线710引导治疗激光光束。治疗图案在闭合曲线内部开始、接着围绕闭合曲线前进(其

中在闭合曲线上具有重叠区域)且接着在闭合曲线内部终止。尽管图解说明为顺时针,但此图案还可为逆时针。图7A的虚线710表示完整图案。图7B中的点320指示闭合曲线内部的开始点,且图7C到7H透过图案的递送用实线330图解说明图案在后续时间间隔处的进展。如图7G到7H中所展示,闭合曲线上的区域550在图案刚开始时经历激光的治疗曝光且再次朝向图案递送的稍后部分,即,区域550是重叠区域。图7H中的点340指示治疗图案在闭合曲线内部的结束点。

[0069] 还可使用任何其它适合治疗光束图案。举例来说,制造商可将一或多个治疗光束图案形状预编程到激光撕囊装置(以下较详细描述)中。在治疗时或在治疗之前,举例来说,操作者可接着选择定义治疗图案的闭合曲线的大小(例如,直径)及形状或选择将由治疗图案的闭合曲线产生的所要破裂的大小(例如,直径)及形状。

[0070] 可视化/目标图案

[0071] 如上所述,运用一或多个激光光束(其波长通常不同于治疗光束)而产生的可视化图案可投影到晶状体囊组织上以辅助治疗过程。可视化图案的形状及直径可不同于治疗光束图案的形状及直径。尽管可视化图案或可视化图案的部分可叠覆治疗图案的闭合曲线以指示治疗光束将采取的路径的至少部分,但此并非必需的。替代地或另外,可视化图案的至少部分可叠覆将因组织分离治疗光束而产生的开口的边缘的所打算位置或以其它方式指示治疗的所要结果。出于以下两个原因,所述边缘的位置通常不同于治疗光束图案的闭合曲线且具有比治疗光束图案的闭合曲线大的直径:(i)晶状体囊组织在眼睛中时受张力作用(极像鼓皮),因此当分离沿闭合曲线的组织时,外部部分受张力作用且被拉向外围,从而扩大直径;(ii)用于治疗激光的作用机构将局部地加热闭合曲线上的所辐照前囊,此加热往往致使胶原蛋白组织远离经加热闭合曲线在外部及在内部收缩、紧缩及分离。另一选择为或另外,可视化图案的至少部分可对应于眼睛的一或多个特定解剖特征。此可促使可视化图案(及因此治疗光束图案)居于眼睛的解剖构造上或以其它方式促使瞄准可视化及治疗光束。可视化图案可任选地包含十字丝。

[0072] 图8图解说明实例性可视化图案830,其包括闭合曲线及可用于辅助定位撕囊的所要位置的至少三个点。所述图还识别待治疗的眼睛的缘810、虹膜140、虹膜的内部边界820及瞳孔190。

[0073] 图9A到9B各自展示包含缘810、虹膜140及瞳孔190的眼睛的视图,包括两个同心圆或闭合曲线910及920的实例性可视化图案900被投影到眼睛上。内圆或闭合曲线910表示前撕囊中的所要开口的大小及位置。外圆920(其可独立于内圆大小而大小设定)可用于使撕囊居于缘上,如图9A中所图解说明。另一选择为,外部圆可经大小设定以允许居于经扩张瞳孔的内部边界上,如图9B中所表示。

[0074] 图10A到10B各自展示包含缘810、虹膜140及瞳孔190的眼睛的视图,包括两个同心圆或闭合曲线1010及1020(其中在曲线上具有点1030)的实例性可视化图案1000被投影到眼睛上。直线及/或曲线以及点的组合提供易于聚焦于目标组织上的图案。所述线是通过沿所要图案移动可视化光束而产生。所述点是通过使可视化光束停留在扫描图案中的点位置处达较长周期而产生。所述点可提供目标组织上的经增强可视化,这是因为所述点比线更密集。内圆或闭合曲线1010表示前撕囊中的所要开口的大小及位置。外圆1020(其可独立于内圆大小而大小设定)可用于使撕囊居于缘上,如图10A中所图解说明。另一选择为,外部

圆可经大小设定以促使居于经扩张瞳孔的内部边界上,如图10B中所表示。

[0075] 图11A到11B各自展示包含缘810、虹膜140及瞳孔190的眼睛的视图,包括两个同心圆或闭合曲线1110及1120(其中在曲线上具有点1130)以及十字丝1140的实例性可视化图案1100被投影到眼睛上。线与点的组合提供易于聚焦于目标组织上的图案。所述线是通过沿所要图案移动可视化光束而产生。所述点是通过使可视化光束停留在扫描图案中的点位置处达较长周期而产生。所述点可提供目标组织上的经增强可视化,这是因为所述点比线更密集。内圆或闭合曲线1110表示前撕囊中的所要开口的大小及位置。外圆1120(其可独立于内圆大小而大小设定)可用于使撕囊居于缘上,如图11A中所图解说明。另一选择为,外部圆可经大小设定以促使居于经扩张瞳孔的内部边界上,如图11B中所表示。十字丝的添加进一步增强使可视化图案聚焦及居中的能力。

[0076] 图12A到12L展示额外可视化图案,所述额外可视化图案中的每一者可包括内闭合曲线1205、1210及外闭合曲线1220、曲线上的点1230、不在曲线上的点1230、十字丝1240、虚线弧1250及/或形成闭合曲线的直线段1260的组合。一般来说,这些图及其它图中所展示的闭合可视化曲线可由直线段形成,所述直线段可比曲线弧更易于编程及/或更易于产生。

[0077] 图13A到13B展示具有长轴及短轴以及旋转角度的椭圆形破裂1300的实例。图13C到13D展示可与图13A到13B的椭圆形破裂一起使用的可视化图案的两个实例。每一图案包括圆形外闭合曲线及椭圆形内闭合曲线(图13C中分别为1320及1310)、曲线上的点1330及十字丝1340。在图13D中,用直线段1360形成闭合曲线。椭圆形内闭合曲线表示前撕囊中的所要开口的大小及位置。举例来说,外圆(其可独立于内椭圆大小而大小设定)可用于使撕囊居于缘上。

[0078] 图14展示包含缘810、虹膜140、虹膜的内部边界820及瞳孔190的眼睛的视图,包括两个同心闭合圆或曲线(其中在曲线上具有点1430)及十字丝1440的实例性可视化图案1400被投影到眼睛上。所述闭合曲线由直线段1460形成。所述内圆或闭合曲线表示前撕囊中的所要开口的大小及位置。外圆(其可独立于内圆而大小设定)可用于使撕囊居于缘上,如所图解说明。另一选择为,外圆可经大小设定以促使居于经扩张瞳孔的内部边界上。此图还展示针对所要圆形破裂的治疗光束图案1490。治疗光束图案1490不同于可视化图案内闭合圆且具有比可视化图案内闭合圆小的直径。

[0079] 图15展示包含缘810、虹膜140、虹膜的内部边界820及瞳孔190的眼睛的视图,包括外圆形闭合曲线1520及内椭圆形闭合曲线1510、曲线上的点1530及十字丝1540的实例性可视化图案1500被投影到眼睛上。椭圆形内闭合曲线表示前囊中的所要开口的大小及位置。外圆(其可独立于内椭圆而大小设定)可用于使撕囊居于缘上,如所图解说明。另一选择为,外圆可经大小设定以促使居于经扩张瞳孔的内部边界上。此图还展示针对所要椭圆形破裂的治疗光束图案1590。治疗光束图案1590不同于可视化图案内椭圆且小于可视化图案内椭圆。

[0080] 还可使用任何其它适合可视化光束图案。举例来说,制造商可将一或多个可视化光束图案形状预编程到激光撕囊装置中(以下较详细描述)。在治疗时或在治疗之前,举例来说,操作者可接着选择将用于指导治疗的图案大小及形状。

[0081] 还可在单独诊断装置上测量视轴相对于缘或经扩张瞳孔上的中心的位置。接着还可将距中心的偏移数据手动或自动输入到激光撕囊装置中。在此些情形中,可视化图案可

经布置使得当可视化图案的外部部分(例如,圆)定位或居中于缘或经扩张瞳孔的眼睛解剖构造上时,可视化图案的内部部分(例如,圆或椭圆)的中心从缘或经扩张瞳孔的中心偏移以处于视轴上。治疗图案的闭合曲线的中心可对应地从缘或经扩张瞳孔的中心偏移,使得可视化图案的中心圆或椭圆指示所要破裂的周界。

[0082] 可视化图案激光光束可具有在可见光谱中的任何适合波长。可视化光束可以(举例来说)大于约450mm/秒的速度跨越待治疗的组织进行扫描,但可视化光束还可停留以形成可视化图案中的点或其它较亮特征。可使用任何适合扫描速度。举例来说,组织表面上的可视化光束的直径可为约50微米到约600微米。当光束停留在可视化图案中的点上时,组织处的可视化激光光束功率可(举例来说)小于约10mW或小于约1mW。当可视化光束进行扫描时,其功率可(举例来说)小于约30mW。一般来说,激光光束的功率及波长经选择以提供充分可见可视化图案而不显著损耗已沉积于组织上以促进治疗的任何吸收剂。

[0083] 治疗光束及扫描参数

[0084] 一般来说,表征治疗激光光束及治疗光束扫描过程的参数经选择以在所治疗组织处提供所要激光诱发的热组织分离,同时使对视网膜的损坏风险最小化或降低对视网膜的损坏风险。举例来说,这些激光及扫描参数可包含激光波长、激光光束功率、所治疗组织处的光点大小、所治疗组织处的注量及峰值辐照、视网膜上的光点大小、视网膜上的注量及峰值辐照、扫描速度、激光光束在扫描期间的时间剖面以及视网膜上的扫描图案大小及位置。

[0085] 通常,来自连续波激光的治疗光束在(举例来说)小于约10秒、小于约5秒、小于约1秒、约10秒、约5秒或约1秒的时间周期中以单一遍次描画治疗光束图案。治疗光束可以(举例来说)用于1秒扫描的约20毫米/秒(mm/s)到用于10秒扫描的约2mm/s的速度移动跨越所治疗组织,但可使用任何适合扫描速度及持续时间。由于在辐照所治疗组织期间发生连续波激光光束沿治疗路径的移动(举例来说,而非在离散激光脉冲之间),且因此在相同或类似辐照及热状况的情况下形成缘边的所有部分,因此降低或避免了组织的所得缘边中的不规则性或撕裂的形成。使用单一遍次的治疗光束还帮助确保撕囊的完成,即使存在眼睛相对于轨迹的轻微移动仍确保撕囊的完成。

[0086] 在其中治疗光束路径在治疗图案的闭合曲线内部开始(举例来说,参见图4C)的变化形式中,治疗路径的内部部分中的初始扫描速度可小于沿闭合曲线的扫描速度。举例来说,内部部分上的扫描速度可斜升到沿闭合曲线所使用的速度。举例来说,沿内部部分的平均速度可为沿闭合曲线所使用的扫描速度的约1/2,或为沿闭合曲线所使用的扫描速度的约2/3,或者介于沿闭合曲线所使用的扫描速度的约1/2与约2/3之间。

[0087] 现在参考图16中针对实例性治疗光束扫描所展示的激光功率对时间的曲线图,在治疗扫描开始时,治疗光束中的功率可缓慢地斜升(且任选地单调地斜升,如所展示,为时间高效的)。如以上在发明内容部分中所述,此缓慢斜升可允许在图案的开始点附近的组织首先拉紧而不分离,借此降低在图案开始时的剪应力/张力。此缓慢斜升还可避免否则可因较快热接通而产生的邻近于目标组织的流体中的局部激波或使所述局部激波最小化。举例来说,激光光束可在从约5毫秒(ms)到约200ms的周期(举例来说,约100ms)内从0单调地斜升到全治疗功率的约90%。此功率斜升通常发生于激光光束沿治疗路径的初始部分进行扫描时。在其中治疗光束路径在治疗图案的闭合曲线内部开始(举例来说,再次参见图4C)的变化形式中,激光光束功率的斜升可沿治疗路径的初始内部部分而发生且在激光光束到达

治疗图案的闭合曲线部分之前完成。在此些变化形式中,光束沿治疗路径的初始内部部分的扫描速度还可斜升到沿闭合曲线所使用的速度,如上文所描述。举例来说,沿路径的内部部分的平均速度可为沿闭合曲线所使用的扫描速度的约25%。

[0088] 如图16中所展示,在治疗扫描结束时治疗激光光束脉冲的关断可比接通突然得多。

[0089] 如在本说明书中较早所述,治疗激光光束波长可经选择以被任选地添加到待治疗的组织上或添加到待治疗的组织中的光吸收剂极强地吸收。举例来说,治疗激光可以约577纳米或约590纳米或者约810纳米的波长进行操作。在此些实例中,光吸收剂(如果使用的话)可分别为台盼蓝或吲哚菁绿。另一选择为,治疗激光波长可经选择以被组织自身吸收或极强地吸收。可使用用于治疗光束的任何适合波长。

[0090] 如下文较详细描述,通常,治疗激光光束在待治疗的组织的位置处或在待治疗的组织的位置附近聚焦为束腰,且接着当治疗激光光束传播到视网膜时,治疗激光光束的直径扩展。此外,通常,与扫描图案在所治疗组织上的大小相比,扫描图案在视网膜上被扩展。因此,与在视网膜处的参数值相比,所述参数(例如针对治疗光束的注量及峰值辐照)在所治疗组织处可具有不同且较大值。

[0091] 本文中所揭示的方法及装置通常依赖于激光诱发的热组织分离而非依赖于激光诱发的消融,且因此在所治疗组织处可使用比其它基于激光的手术过程通常所需低得多的治疗光束注量及峰值辐照值。另外,本文中所揭示的方法及装置可使用具有相对高平均功率但不产生可能损坏视网膜或其它眼睛组织的峰值辐照值的治疗激光光束,这是因为这些方法及装置可使用来自连续波激光的长(例如,1秒到10秒)脉冲。相比之下,使用短得多的调Q或锁模激光脉冲的基于激光的手术过程可能需要以低得多的平均功率进行操作以避免可能造成损坏的峰值辐照度值,此可增加提供所要注量所需的时间。

[0092] 举例来说,治疗光束的平均功率可为约300mW到约3000mW,所述平均功率部分地取决于吸收剂在治疗光束波长下的吸收强度或所治疗组织在治疗光束波长下的吸收强度而选择。可使用任何适合平均功率。

[0093] 特定组织上的治疗光束注量取决于治疗光束的平均功率、治疗光束在所述组织处的直径及治疗光束跨越所述组织的扫描速度。对于本文中所揭示的方法及装置,在待治疗的组织(例如,晶状体前囊)处,用于1秒扫描的治疗光束注量可为(举例来说)约80焦耳/平方厘米(J/cm^2)到约450 J/cm^2 。对于5秒扫描,待治疗的组织处的注量可为(举例来说)约100 J/cm^2 到约1600 J/cm^2 。对于10秒扫描,待治疗的组织处的注量可为(举例来说)约100 J/cm^2 到约2000 J/cm^2 。

[0094] 特定组织上的治疗光束峰值辐照度取决于治疗光束中的峰值功率及治疗光束在所述组织处的直径。对于本文中所揭示的方法及装置,在待治疗的组织(例如,晶状体前囊)处,治疗光束峰值辐照度可(举例来说)小于约2,000瓦/平方厘米(W/cm^2)、或小于约5,000瓦/平方厘米(W/cm^2)、或小于约10,000 W/cm^2 、或小于约100,000 W/cm^2 、或小于约200,000 W/cm^2 。举例来说,在一些变化形式中,晶状体前囊上的峰值辐照度为约2,100 W/cm^2 且晶状体前囊处的注量为约130 J/cm^2 。

[0095] 一般来说,在视网膜处,治疗光束注量可(举例来说)小于约10 J/cm^2 ,且辐照度可(举例来说)小于约400毫瓦/ cm^2 (mW/cm^2)。在于视网膜上具有约0.06的NA及约2000微米的光

束直径的一个实施例中,对于1秒扫描速度,视网膜处的注量可(举例来说)具有约 $0.3\text{J}/\text{cm}^2$ 的最大值。对于5秒扫描,视网膜处的注量可(举例来说)具有约 $1.5\text{J}/\text{cm}^2$ 的最大值。对于10秒扫描,视网膜处的注量可(举例来说)具有约 $3.0\text{J}/\text{cm}^2$ 的最大值。

[0096] 现在参考图17,发明人已发现,激光诱发的组织分离所需的最小治疗激光光束功率对所治疗组织上的所辐照光束面积具有非线性响应。明确地说,此曲线图演示:存在组织分离所需的功率对所辐照面积的大小的低相依性,尤其在低于约100微米到约200微米的光束直径的情况下更是如此。然而,当光点大小增加到远高于约300微米的直径时,分离组织需要较大功率。

[0097] 因此,在所治疗组织处使用具有约200微米的直径的治疗光束可是优选的。此可降低治疗光束中的所需辐照度,且因此降低损坏视网膜的风险。更一般来说,治疗激光光束在所治疗组织处可具有(举例来说)约50微米到约400微米的直径。

[0098] 手术接触镜的使用

[0099] 手术接触镜可用于抵消或大约抵消角膜在视网膜上的聚焦功率以进一步降低损坏视网膜的风险,且明确地说,以保护中央凹。(中央凹位于视网膜的斑翳区域的中心中,且负责清晰的中心视觉)。图18A演示:在不存在手术接触镜的情况下,以视轴1810为中心的经扫描治疗激光光束图案1800将聚焦到视网膜上的中央凹1820附近。可能地,中央凹将受恒定辐照达经扫描图案的全部持续时间。图18B演示:在存在具有使大部分角膜光学透镜倍率最小化的微凸前表面1840的手术接触镜1830的情况下,以视轴1810为中心的经扫描激光光束图案1800可投影到视网膜上,使得经扫描激光光束图案1800避开中央凹且替代地环绕中央凹。图18C演示:在存在具有凹形前表面1850的手术接触镜1830的情况下,以视轴为中心的经扫描激光光束图案1800可投影到视网膜上,使得经扫描激光光束图案1800避开中央凹且替代地环绕中央凹。此外,投影到视网膜上的激光光束的迹线与针对凸形手术接触镜可能的情形相比可进一步经折射远离中央凹。另外,由激光光束辐照的面积在视网膜上将较大,此降低视网膜上的每单位面积所递送激光能量(注量)。

[0100] 如刚所描述的使经扫描治疗光束图案折射远离中央凹的手术接触镜的使用与否则可能的情形相比允许治疗激光以较高功率进行操作而不损坏中央凹或视网膜的其它部分。然而,手术接触镜的此使用是任选的。

[0101] 治疗/扫描装置

[0102] 现在参考图19,实例性装置1900可用于执行如本文中所描述的眼科手术。图19图解说明此装置的光学光束聚焦及扫描机光学性质。装置1900包括将共线可视化及治疗激光光束1920递送到透镜1930的光纤1910,透镜1930使光束越过二维扫描机1940而聚焦。二维扫描机1940使可视化或治疗激光光束进行扫描以提供所要可视化或治疗光束图案。透镜1950使治疗及可视化激光光束在所治疗眼睛1960中在或大约在晶状体前囊1970处聚焦为束腰。在通过所述束腰之后,激光光束扩展且因此散焦于视网膜上。任选固定最终反射镜1980可如所展示用于将光束引导为与显微镜光学器件共线或几乎共线(参见图20、21及25)。

[0103] 二维扫描机1940具有不同倾斜位置以在前囊上形成经扫描图案。扫描机的实线描绘表示一个实例性倾斜位置,且扫描机的虚线描绘表示第二倾斜位置。在此实例性装置中,光学器件经设计使得在透镜1950与其焦点之间存在扫描机图案不变量1985(在其处不存在

经扫描图案的明显运动的位置)及束腰。与缺少以此方式定位的扫描机图案不变量的系统相比,此布置具有以下优点:减小光学装置的大小或使光学装置的大小最小化;减小所需二维扫描机倾斜或使所需二维扫描机倾斜最小化;减小任选最终反射镜上所需的面积或使任选最终反射镜上所需的面积最小化;及提供经扫描图案沿光学路径的额外发散,使得针对前囊上的相同大小及形状图案,视网膜上的投影具有较大直径且因此在视网膜处产生较少注量及较少相关联温度。

[0104] 实例性装置1900还包含任选光检测器1990。二维扫描机1940可将治疗或可视化激光光束偏转到检测器1990,检测器1990可用于(举例来说)测量治疗或可视化激光光束的功率。检测器1990可为检测器阵列,举例来说,在此情形中,二维扫描机1940可使治疗或可视化激光光束跨越检测器阵列进行扫描以确认扫描机正适当地起作用。

[0105] 装置1900进一步包含任选像差仪1995,任选像差仪1995可用于做出对带待治疗的眼睛的折射测量。举例来说,此可通过倾斜二维扫描机1940以将来自像差仪1995的输出光束沿用于可视化及治疗光束的光学路径引导到眼睛中而完成。另一选择为,举例来说,来自像差仪1995的光束可任选地被引入到装置1900的具有二向色分束器的光学路径中。

[0106] 装置1900包含扫描机控制器(未展示)。举例来说,制造商可使扫描机控制器预编程有一或多个治疗光束图案形状及一或多个可视化图案形状。在治疗时或在治疗之前,举例来说,操作者可接着选择将用于特定治疗过程中的治疗及可视化图案大小及形状。

[0107] 还可使用任何其它适合装置设计来执行本文中所描述的过程。

[0108] 与显微镜的集成

[0109] 上文所描述的实例性装置1900可与显微镜集成在一起。图20展示其中装置1900与显微镜2000在外部集成在一起的实例。所述集成是在外部的,这是因为装置1900与显微镜2000不共享任何光学元件。在治疗过程之前、在治疗过程期间及在治疗过程之后,显微镜2000可由人类操作者2010(仅展示眼睛)使用以观察待治疗的眼睛1960及可视化图案。

[0110] 图21展示其中图19的装置1900与显微镜在内部集成在一起以提供经集成装置2100的实例。在此经集成装置中,治疗及可视化光束路径通过显微镜物镜2110,且用于显微镜的照明由从光纤2120沿与治疗及可视化光束路径共享固定反射镜1980的路径输出的光提供。

[0111] 还可使用与显微镜的任何其它适合集成。

[0112] 深度对准

[0113] 使用装置1900中的预备步骤是调整装置或装置内的光学元件相对于患者眼睛的位置,使得治疗光束的束腰(焦点)在或大约在待治疗的组织处。举例来说,此可通过观看投影到待治疗的组织上的可视化图案(例如,如上文所描述)并调整装置1900以使可视化图案聚焦于所述组织上而进行。然而,在此方法中,操作者的视觉的任何未校正缺陷(例如,近视)可影响操作者关于可视化图案是否聚焦于待治疗的组织上的判断。此可导致治疗装置的不正确调整。

[0114] 现在参考图22,除图19中所展示的装置1900的元件之外,用于执行眼科手术的实例性装置2200还包含产生用以促进装置的深度对准的第二可视化光束的光学元件。明确地说,在下文进一步描述的深度对准模式中,装置2200中的扫描机1940抖动以沿两个不同光学路径引导来自光纤1910的可见光可视化光束1920以产生可视化光束2210及2215。举例来

说,扫描机1940可以大于或等于约30赫兹的速率在两个路径之间抖动,使得两个光束的闪光对于操作者通常係注意不到的。

[0115] 光束2210遵循以上关于图19所描述的治疗及可视化激光光束的光学路径,且可进行扫描以产生任何适合图案。光束2215也可进行扫描以产生任何适合图案。光束2215经引导以在或大约在治疗光束束腰处与光束2210交叉。如下文进一步描述,光束2210与光束2215的交叉可因此用于识别治疗光束束腰的位置及确定治疗光束束腰是否适当地定位在待治疗的组织处。在所图解说明实例中,使用反射镜2220及透镜2230来引导光束2215以与光束2210交叉,但还可使用产生所要交叉的任何其它适合光学布置。透镜2230通常在两个光束的交叉处将光束2215聚焦为紧密束腰以便以较大精确度识别所述交叉的位置。

[0116] 如果光束2210与光束2215的交叉(及因此治疗光束束腰)并非适当地定位在治疗组织处,那么可相对于患者眼睛而调整装置2200或装置内的光学元件的位置以将可视化光束的交叉及因此治疗光束束腰移动到所要位置。

[0117] 现在参考图23A到23C,在一些变化形式中,光束2210进行扫描以产生线2310,且光束2215不进行扫描而是替代地被聚焦为紧密束腰,所述紧密束腰在这些图中显现为点2315。装置2200经对准(例如,由制造商)使得光束2210与光束2215在或大约在治疗光束的束腰的位置处交叉,其中点2315居于或大约居于线2310上。图23A到23C展示待治疗的组织(例如,晶状体囊)的透过显微镜(例如,图20的显微镜2000)的视图。当可视化光束2210与可视化光束2215的交叉并非定位在或大约在待治疗的组织处时,点2315及线2310将显现为是彼此分开的,如图23A到23B中所展示。此外,操作者可能基于点2315显现为位于线2310的哪一侧而确定可视化光束是在待治疗的组织前面交叉还是在待治疗的组织后面交叉。在装置2200经调整以将光束2210与光束2215的交叉(及因此治疗光束的束腰)定位在或大约在待治疗的组织处之后,线2310及点2315将显现为叠加的,如图23C中所展示。

[0118] 尽管所图解说明实例使用线2310及点2315,但可使用用于交叉光束2210及2215的任何其它适合图案来识别及调整治疗光束束腰相对于待治疗的组织的位置。通常,深度对准模式中所使用的可视化图案不同于本说明书中早期所描述的那些可视化图案。尽管在所图解说明实例中,交叉光束2210及2215通过抖动扫描机1940而由单个可视化激光光束产生,但还可使用用以识别治疗光束束腰的位置的交叉可见光束的任何其它适合方法。光束2210及2215可具有相同波长(如在刚所描述的实例中)或不同波长。

[0119] 装置2200可是在数种不同操作模式(包含刚所描述的深度对准模式)之间可切换的。举例来说,在一些变化形式中,装置2200可是在至少以下模式之间可切换的:

[0120] ●待机模式:治疗光束及所有可视化光束被关断。

[0121] ●深度对准模式:如上文所描述,交叉可视化光束用于促使相对于待治疗的组织的位置而调整治疗光束光学系统的焦点的位置。治疗光束未激活。

[0122] ●就绪模式:可视化图案被投影到晶状体囊上以指导治疗。可视化图案可促进治疗光束相对于眼睛的解剖构造的对准及/或指示将用治疗光束产生的破裂的所要周界。

[0123] ●起动(Fire)模式:治疗激光光束发射被激活且入射于待治疗的组织上。

[0124] 参考图24A,装置2200的一些变化形式可包含脚可操作控制件2400,其中(举例来说)位于护罩2410的顶部上的第一按钮2405可经激活以从待机模式切换到深度对准模式,其中装置保持处于深度对准模式。按钮2405可再次经激活以从深度对准模式切换到就绪模

式,其中装置保持处于就绪模式。当装置处于就绪模式时,带护罩起动按钮2415可经激活以从就绪模式切换到起动模式,从而激活治疗光束及治疗光束扫描,在此之后,装置返回到待机模式。另一选择为,按钮2405可再次经激活以从就绪模式切换到待机模式。

[0125] 装置2220的一些变化形式还可切换进入及退出可视化大小设定模式。在可视化大小设定模式中,可视化大小设定图案被投影到晶状体前囊上以指导所要破裂的定位及因此治疗光束的所要闭合曲线的定位。可视化大小设定图案的大小(例如,直径或另一尺寸)可调整以增加或减小将由治疗光束形成的所要破裂的对应尺寸。在这些变化形式中,举例来说,装置可按以下次序在多个模式之间进行切换:待机模式、深度对准模式、可视化大小设定模式、就绪模式、待机模式。举例来说,此可通过按钮2405(图24A)的顺序激活而进行,如上文所描述。在可视化大小设定模式期间所投影的可视化大小设定图案可具有与在就绪模式中所投影的可视化图案相同的几何形状或可不同于在就绪模式中所投影的可视化图案。可视化大小设定图案的几何形状不同于可视化图案以使操作者较易于辨识装置处于哪一模式可是有利的。

[0126] 参考图24B,脚可操作控制件2400可进一步包含(举例来说)位于护罩的内部侧壁或外部侧壁上的按钮2420A及2420B,按钮2420A及2420B可用于增加或减小在可视化大小设定模式期间所投影的可视化图案的大小(及对应地增加或减小将由治疗光束形成的破裂的所要半径或另一尺寸)。

[0127] 可使用任何其它适合切换机构来在刚所描述的操作模式之间进行切换。举例来说,切换机构可为或可包含打算为手动操作的切换器。此外,上文所描述的脚可操作控制件2400或任何其它适合切换机构的变化形式可经配置以允许将装置从深度对准模式切换到待机模式、从可视化大小设定模式(如果可用)切换到深度对准模式或者从就绪模式切换到可视化大小设定模式(如果可用)或深度对准模式。举例来说,此可使用用于这些转变的额外切换按钮或运用使其中按钮2405使装置运转通过所述模式序列的方向反向的按钮而完成。

[0128] 虚拟可视化图案

[0129] 如上文所描述,可视化图案可运用一或多个扫描可视化激光光束投影到晶状体前囊上以辅助眼科手术过程。作为此类所投影可视化图案的替代方案,虚拟可视化图案可呈现于显示器上且覆叠有晶状体前囊的视图以辅助手术过程。这些图案是虚拟的,这是因为这些图案作为所模拟图像而呈现于显示器上,但并非实际投影到晶状体前囊上。上文所描述可视化图案中的任一者及任何其它适合可视化图案可以此方式呈现为虚拟可视化图案。此类虚拟可视化图案可出于上文所描述的目的中之任一者相对于所投影可视化图案而使用。举例来说,操作的就绪模式及上文所描述的操作的任选可视化大小设定模式可采用虚拟可视化图案而非所投影可视化图案。因此,举例来说,本文中所描述的治疗装置的变化形式可采用治疗激光光束,但缺少关于图19所描述的共线可视化激光光束。

[0130] 举例来说,图25展示类似于图19的与显微镜2510在外部集成在一起的装置的激光扫描治疗装置2500。显微镜2510包含平视显示器2520,在平视显示器2520上,虚拟可视化图案可覆叠有治疗光束1920被引导到的手术视野的透过显微镜的视图。装置2500可任选地与治疗光束1920共线地提供可视化光束以还提供所投影可视化图案,但此并非必需的。装置2500可与采用平视显示器的显微镜在内部集成在一起以呈现覆叠有手术视野的虚拟可视

化图案,而非如图25中所展示在外部集成的。举例来说,此内部集成可类似于如图22中所展示而进行。除显示覆盖有手术视野的一或多个虚拟可视化图案之外,平视显示器2520还可显示与手术过程有关的数据或参数。举例来说,显示器可报告所显示虚拟可视化图案对应的破裂的大小或直径及/或治疗装置的操作的当前模式(例如,待机、深度对准、可视化大小设定、就绪、起动,如上文所描述)。

[0131] 确定视轴

[0132] 通常,使破裂以眼睛的视轴为中心可是合意的。举例来说,参考图19到22及25,视轴可在眼科手术过程期间通过将低功率可见激光光束1920引导到眼睛且使患者注视光束(直接看着光束)而确定。当患者注视激光光束时,激光光束与患者眼睛的视轴共线。激光光束1920可为处于低功率的治疗光束,举例来说,可视化激光光束或另一低功率可见激光光束。激光光束可经做出而以患者可感知(举例来说,以小于约30赫兹)的频率闪烁以可使得患者较易于注视激光光束。举例来说,闪烁速率可是随机变化的以进一步促使患者注视光束。

[0133] 此闪烁激光光束1920可沿或大约沿眼科手术过程中所使用的显微镜(例如,如在图20到22及25中)的光轴被引导到眼睛,使得视轴在手术视野中的位置可由操作者及/或运用摄像机(未展示)透过显微镜而观看。如果需要,那么可借此测量视轴与缘或经扩张瞳孔的中心的偏移。如果平视显示器上正使用虚拟可视化图案,如上文所描述,那么虚拟可视化图案及对应治疗光束路径可经调整以使破裂以视轴为中心或以其它方式调整破裂相对于视轴的位置及/或定向。如果可视化图案替代地正运用扫描可视化光束而投影到晶状体前囊上,那么可相对于视轴以类似方式调整可视化图案及对应治疗光束路径。

[0134] 环面IOL的定向

[0135] 环面IOL沿两个垂直轴具有不同光功率及焦距。环面IOL通常以补偿像散或眼睛中的其它光学像差的优选定向而植入。环面IOL的适当定向可通过以下方式使用如上文所描述的患者注视的(任选地闪烁)激光光束来确定:在激光光束已往回通过环面IOL之后,观看激光光束从眼睛的后方(例如,视网膜)的反射。所述反射可直接由观察者或运用摄像机(未展示)透过显微镜(举例来说,如在图20到22及25中)而观看。如果环面IOL定向不正确,那么如透过环面所观看到的来自眼睛的后方的反射将较弱且具有椭圆形形状。如果环面IOL定向正确,那么来自眼睛的后方的反射将较强且将显现为较小且较圆光点。

[0136] 激光光束从眼睛的后方的反射的视图可通过使用经线性偏光激光光束及透过正交偏光器观看来自眼睛的后方的反射而增强。激光光束从眼睛的前表面(例如,角膜)及从IOL的反射往往将保持入射激光光束的线性偏光。来自眼睛的后方的反射与入射激光光束相比将是较少偏光的,来自眼睛的后方的反射可更适合描述为所散射光而非所反射光。因此,正交偏光器往往将排斥来自眼睛的前表面及来自IOL的反射的大部分,而使从眼睛的后方所反射或所散射的光的大部分通过。

[0137] 眼睛跟踪

[0138] 可通过在红外照明下用摄像机将眼睛成像而运用上文所描述的装置及方法跟踪瞳孔或眼睛的其它特征的位置。在眼科手术期间(在使用治疗激光光束之前或在使用治疗激光光束期间)眼睛位置的改变可往回馈送到用于扫描激光治疗装置的控制系統以据此调整治疗激光的瞄准。

[0139] 检测光吸收剂

[0140] 在本文中所描述的其中使用光吸收剂来促进激光辅助热组织分离以在晶状体前囊中形成开口的过程的变化形式中,在执行治疗之前以光学方式或在视觉上确认光吸收剂已被正确地放置可是合意的。明确地说,确认囊上或囊中存在充足光吸收剂以防止治疗光束穿过囊的透射率处于可损坏视网膜或眼睛内部的其它部分的水平可是合意的。确认囊上或囊中存在充足光吸收剂以产生囊沿治疗光束路径的完全热分离也可是合意的。

[0141] 如果入射于所治疗组织上的治疗光束强度高于认为对于视网膜安全的预定阈值,且对于治疗光束在所治疗组织上进行扫描的速度(停留时间),所治疗组织中存在不足以吸收充分治疗光束光以将透射穿过所治疗组织的治疗光束强度降低到低于安全阈值的光吸收剂,那么可能发生治疗光束穿过囊的不安全透射。如果入射于所治疗组织上的治疗光束强度高于认为对于视网膜安全的预定阈值,且治疗光束强度及扫描速度致使热组织分离发生于治疗光束仍入射于其上的位置处或致使热组织分离在治疗光束仍入射于其上的位置处达到完成,那么也可能发生治疗光束穿过囊的不安全透射。优选地,热组织分离在治疗光束已扫描通过治疗光束路径上的特定位置之后发生于所述位置处或在所述位置处达到完成。

[0142] 举例来说,可通过以下方式防止治疗光束穿过囊的不安全透射:在待治疗的组织上放置充分量的光吸收剂;将治疗光束扫描速度选择为是充分快的;及/或将入射于所治疗组织上的治疗光束强度(由功率及光点大小确定)选择为是充分低的。

[0143] 举例来说,图26A展示针对测量的示波器迹线,其中具有约577纳米的波长及适合于治疗光束的功率的激光光束在晶状体前囊(来自尸体)上聚焦为具有约200微米的直径的固定光点达约450毫秒。已用光吸收剂台盼蓝处理晶状体前囊。示波器迹线的水平轴表示时间,且垂直轴表示治疗光束穿过囊的透射率,其中透射率沿垂直轴在向下方向上增加。为清楚起见,图26A的数据还呈现于图26B的透射率对时间曲线图中,其中透射率沿垂直轴在向上方向上增加。

[0144] 如这些图展示,在此测量的状况下,治疗光束穿过晶状体囊的透射率首先随时间缓慢地增加,且接着在约20%处持平,接着为在约80毫秒处发生的到高得多的透射率的突然转变(突破)。举例来说,具有相同波长、功率及光点大小的扫描治疗光束可在治疗光束路径的任何给定位置处具有小于或等于约60毫秒的停留时间,在此情形中,在扫描期间将不发生“突破”。

[0145] 举例来说,可通过测量宽带(例如,白色)光从晶状体囊及(任选地)虹膜、巩膜区域及/或手术接触镜的反射而评估存在于晶状体囊上或晶状体囊中的光吸收剂的量。宽带光可(举例来说)结合上文所描述的与治疗装置集成在一起的显微镜使用常规显微镜照明而提供,且宽带光的反射的强度可(举例来说)运用与显微镜集成在一起的常规静态相机或摄像机而测量。举例来说,可运用常规计算机来分析所反射光的图像。另外或另一选择为,可通过类似地测量窄带检测激光光束从晶状体囊及(任选地)虹膜、巩膜区域及/或手术接触镜的反射的强度而评估光吸收剂。举例来说,在上文所描述的治疗装置中,检测激光光束可透过递送治疗及可视化光束的相同光纤而提供。举例来说,可视化图案激光可提供检测激光光束。举例来说,检测激光可沿治疗路径进行扫描以确定治疗路径上的光吸收剂的存在及量。

[0146] 取决于做出反射率测量的波长,光吸收剂(当存在于囊中或囊上时)可通过吸收光及因此减小来自囊的反射或者通过比囊组织更强烈地反射光及因此增加来自囊的反射而影响来自囊的反射。(光吸收剂在治疗波长下比囊组织更强烈地进行吸收,但在其它波长下可比囊组织更具反射性)。在任一情形中,可使用反射测量来评估存在于囊上或囊中的光吸收剂的量。

[0147] 反射测量可在将光吸收剂引入到晶状体囊之前及在将光吸收剂引入到晶状体囊之后做出。如下文进一步论述,此可(举例来说)通过确定在将光吸收剂施加到囊之前及在将光吸收剂施加到囊之后所测量的来自囊的反射的强度之间的差异而允许确定因光吸收剂而产生的经背景校正相对反射率。通常,光吸收剂不施加到虹膜、巩膜区域及所使用的任何手术接触镜且因此应不影响来自虹膜、巩膜区域及手术接触镜的反射。因此,如以下进一步论述,可使用在将光吸收剂施加到囊之前及在将光吸收剂施加到囊之后所测量的来自虹膜、巩膜区域及手术接触镜的反射来调整(例如,正规化、缩放或背景校正)来自囊的反射强度。举例来说,这些调整可补偿在“之前”测量与“之后”测量之间发生的眼睛的定向的小改变或补偿与光吸收剂的施加无关的反射测量的其它差异。来自虹膜、巩膜区域及手术接触镜的反射的强度的“之前”测量及“之后”测量还可允许确定因囊上或囊中的光吸收剂而产生的绝对反射率。

[0148] 图27A展示实例性图像且图27B展示相对反射率的曲线图,所述两个图图解说明宽带照明从晶状体囊的相对反射率随增加施加到囊的光吸收剂的量而降低。类似地,图28A展示实例性图像且图28B展示相对反射率的曲线图,所述两个图图解说明窄带(红色)可视化激光照明从晶状体囊的相对反射率随增加施加到囊的光吸收剂的量而降低。

[0149] 在一些变化形式中,计算机实施的自动解剖辨识算法识别在将光吸收剂施加到囊之前从眼睛所反射的宽带光的图像的囊区域及任选地虹膜及/或巩膜区域。在图像的囊区域中及任选地在图像的虹膜及/或巩膜区域中确定任选地空间平均的红色、绿色及/或蓝色反射强度值。图像的其中光检测器(例如,摄像机)可已饱和的明亮区域被独立地处理且可被使用或可不被使用。自动辨识算法可调整照明水平以确保准确囊识别及反射率测量且任选地以减小饱和区域。类似地,计算机实施的自动解剖辨识算法识别在将光吸收剂施加到囊之后从眼睛所反射的宽带光的图像的囊区域及任选地虹膜及/或巩膜区域。在图像的囊区域中及任选地在图像的虹膜及/或巩膜区域中确定任选地空间平均的红色、绿色及/或蓝色反射强度值。图像的其中光检测器(例如,摄像机)可已饱和的明亮区域被独立地处理且可被使用或可不被使用。自动辨识算法可调整照明水平以确保准确囊识别及反射率测量且任选地以减小饱和区域。

[0150] 囊相对于虹膜的红色、绿色及/或蓝色的相对反射率可依据针对“之前”图像及“之后”图像两者所测量的强度而计算。另一选择为或另外,囊相对于巩膜区域的红色、绿色及/或蓝色的相对反射率可依据针对“之前”图像及“之后”图像两者所测量的强度而计算。另一选择为或另外,囊相对于图像的平均总强度的红色、绿色及/或蓝色的相对反射率可依据针对“之前”图像及“之后”图像两者所测量的强度而计算。另一选择为或另外,囊针对固定照明强度的红色、绿色及/或蓝色的相对反射率可依据针对“之前”图像及“之后”图像两者所测量的强度而计算。这些各个所确定反射率值可用于评估存在于囊中或囊上的光吸收剂的量。

[0151] 在其它变化形式中,计算机实施的自动解剖辨识算法识别在将光吸收剂施加到囊之前从眼睛所反射的窄带(例如,检测激光)光的图像的囊区域及任选地虹膜及/或巩膜区域。在图像的囊区域中及任选地在图像的虹膜及/或巩膜区域中确定任选地空间平均的反射强度值。图像的其中光检测器(例如,摄像机)可已饱和的明亮区域被独立地处理且可被使用或可不被使用。自动辨识算法可调整照明水平以确保准确囊识别及反射率测量且任选地以减小饱和区域。类似地,计算机实施的自动解剖辨识算法识别在将光吸收剂施加到囊之后从眼睛所反射的窄带(例如,检测激光)光的囊区域及任选地虹膜及/或巩膜区域。在图像的囊区域中及任选地在图像的虹膜及/或巩膜区域中确定任选地空间平均的反射强度值。图像的其中光检测器(例如,摄像机)可已饱和的明亮区域被独立地处理且可被使用或可不被使用。自动辨识算法可调整照明水平以确保准确囊识别及反射率测量且任选地以减小饱和区域。

[0152] 囊相对于虹膜的相对反射率可依据针对“之前”图像及“之后”图像两者所测量的强度而计算。另一选择为或另外,囊相对于巩膜区域的相对反射率可依据针对“之前”图像及“之后”图像两者所测量的强度而计算。另一选择为或另外,囊相对于图像的平均总强度的相对反射率可依据针对“之前”图像及“之后”图像两者所测量的强度而计算。另一选择为或另外,针对固定照明强度的相对反射率可依据针对“之前”图像及“之后”图像两者所测量的强度而计算。这些各个所确定反射率值可用于评估存在于囊中或囊上的光吸收剂的量。

[0153] 在刚所描述的反射率测量及分析方法中,虹膜、囊及巩膜的显微镜视图的自动化解剖辨识可通过分析图像以确定三个主区域而实施。近似圆形的主要区域表示囊或瞳孔,且通常具有约4mm到约12mm的直径。第二区域为与主要区域同心的近似圆形带,且通常具有约0.5mm到约5mm的宽度。此第二区域表示虹膜。针对此区域的图像的色彩纹理可来自结构化带颜料组织的反射,且可用于自动化辨识中。第三区域与主要区域及次要区域同心,且表示巩膜。此区域有效地反射照明光且可具有可用于自动化辨识中的结构化血管。

[0154] 如果光吸收剂吸收处于测量相对反射率的波长的光,那么相对反射率测量将与治疗光束穿过囊的透射率正相关。即,当增加囊中的光吸收剂的量时,相对反射率(举例来说,检测激光的相对反射率或宽带照明的分量的相对反射率)及治疗光束的透射率两者均将减小。举例来说,图29及图30的曲线图中展示此种情况的实例。

[0155] 举例来说,相对反射率与治疗光束透射率之间的此相关性可在尸体的眼睛上进行测量,且接着用于告知或控制对活着的患者的治疗。

[0156] 举例来说,安全治疗可要求治疗光束穿过囊的透射率小于某一预定阈值,所述预定阈值与特定阈值相对反射率值相关。在图30中,举例来说,20%透射率阈值对应于60%相对反射率阈值。如果在已施配光吸收剂之后对患者眼睛所测量的相对反射率小于阈值反射率值,那么治疗光束穿过囊的透射率低于所允许极限且治疗可继续进行。如果相对反射率太高,那么(举例来说)可施配额外光吸收剂,直到相对反射率经测量为处于或低于阈值相对反射率值。

[0157] 另一选择为或另外,在已施配光吸收剂之后,可基于相对反射率测量而选择及/或控制治疗参数(例如,治疗激光功率、波长、光点大小及/或扫描速度),使得以最优方式执行治疗且治疗光束穿过囊的透射率在整个治疗期间保持低于预定阈值。举例来说,治疗装置可利用将治疗参数映射到反射率测量上的查找表。

[0158] 举例来说,反射率测量还可用于确认沿治疗光束路径存在充足光吸收剂以在应用选定/经预编程治疗光束参数时产生前囊的完全激光热分离。举例来说,此可通过分析(举例来说,如上文所描述)包含完整治疗路径的区域中的图像以确保反射率沿整个路径低于预定(例如,经预编程)值而实现。

[0159] 在替代方法中,可通过激发并检测来自光吸收剂的荧光而检测光吸收剂。举例来说,此可使用治疗光束或治疗光束的经衰减部分而进行。此测量可任选地远离治疗位置而做出以避免损耗治疗扫描所需的光吸收剂。举例来说,可透过如上文所描述的与治疗装置集成在一起的显微镜而观察或检测指示存在光吸收剂的荧光。

[0160] 本发明是说明性的而非限制性的。所属领域的技术人员鉴于本发明将明了其它修改且所述其它修改打算归属于所附权利要求书的范围内。举例来说,在一些变化形式中,在上文所描述的方法及装置中可代替连续波激光而使用脉冲激光来产生可视化及/或治疗激光光束。此外,尽管治疗光束在上文描述为产生沿闭合曲线的热组织分离而不消融晶状体前囊组织,但本文中所描述的装置及方法可替代地采用(举例来说)由其它激光诱发的机构(例如,激光诱发的组织消融)致使沿闭合曲线进行组织分离的治疗光束。明确地说,各种治疗光束图案、所投影及虚拟可视化图案、用于确定眼睛的视轴的方法、用于评估环面IOL的定向的方法及本文中所描述的相关方法及装置可与由任何适合机构产生晶状体前组织沿闭合路径的分离的治疗激光一起使用。

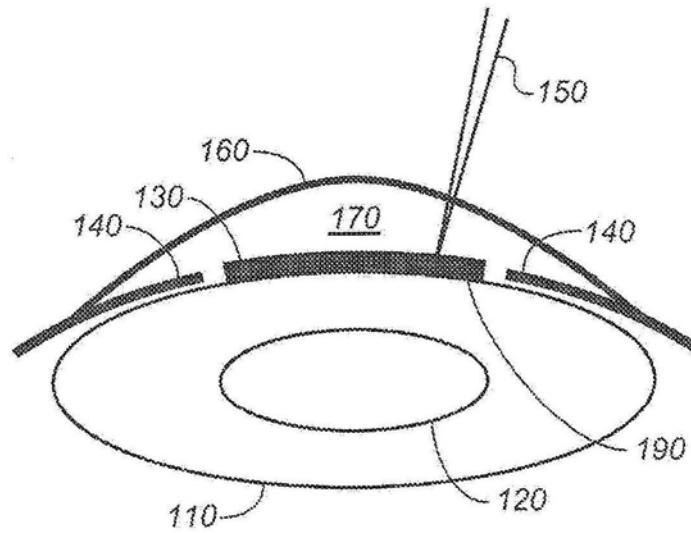


图1

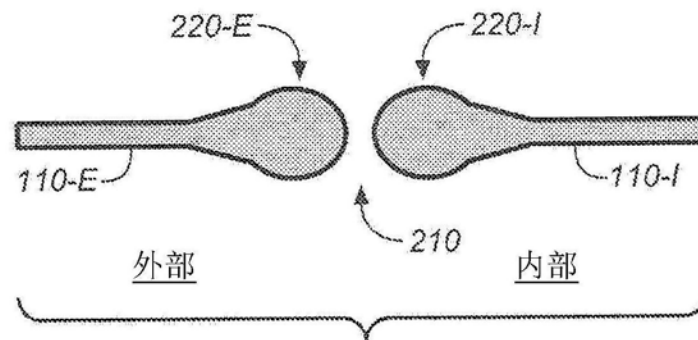


图 2

图2

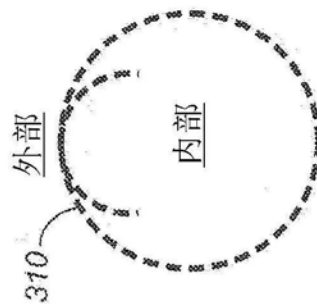


图3A

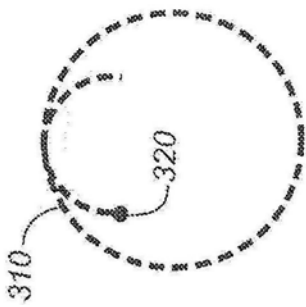


图3B

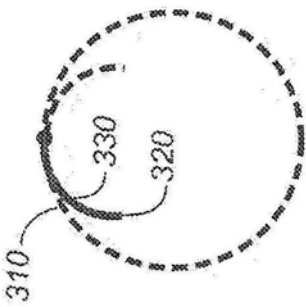


图3C

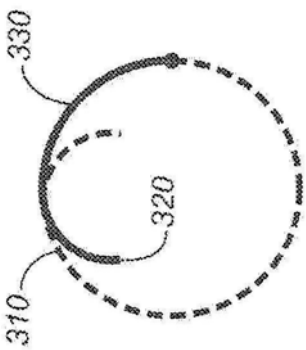


图3D

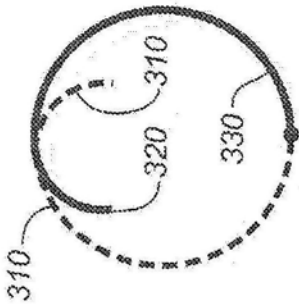


图3E

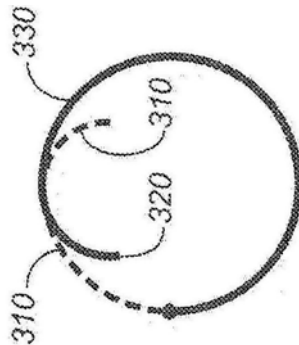


图3F

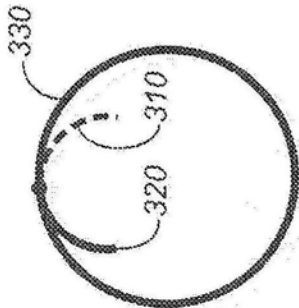


图3G

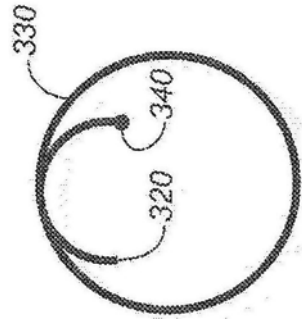


图3H

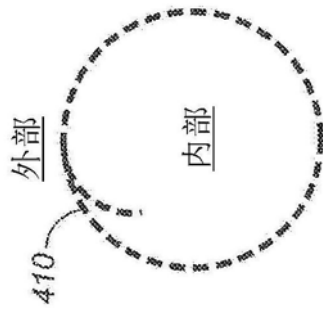


图4A

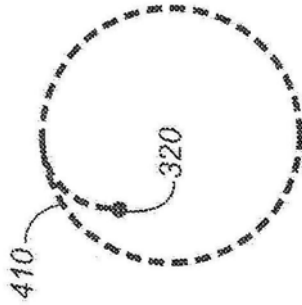


图4B

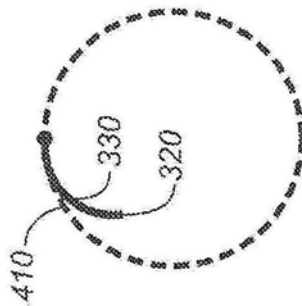


图4C

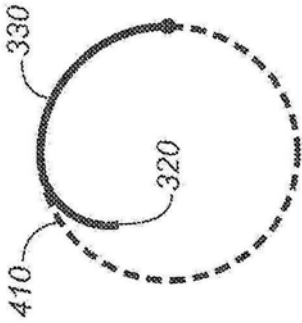


图4D

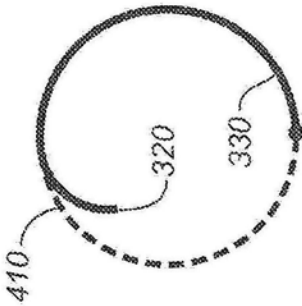


图4E

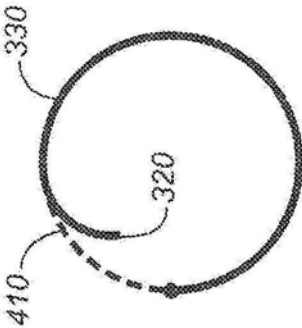


图4F

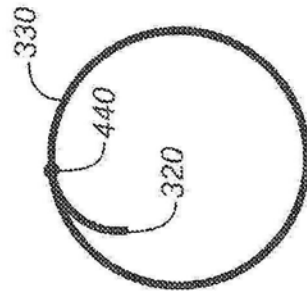


图4G

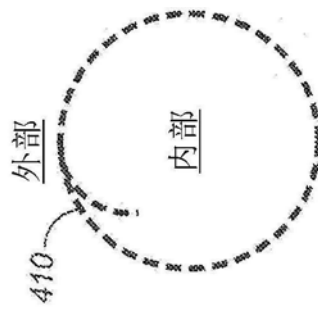


图5A

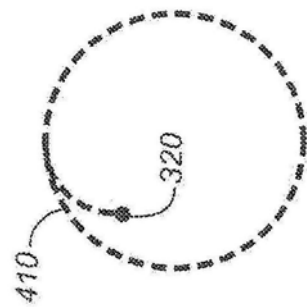


图5B

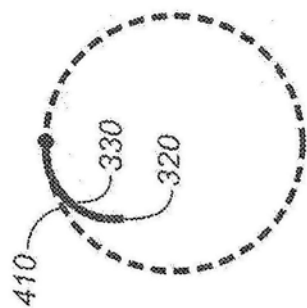


图5C

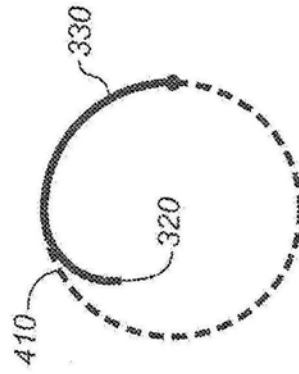


图5D

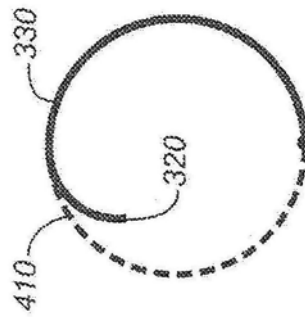


图5E

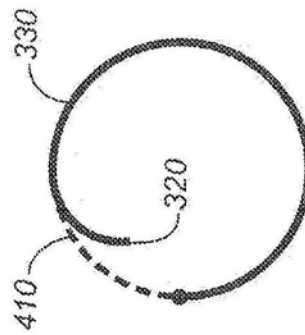


图5F

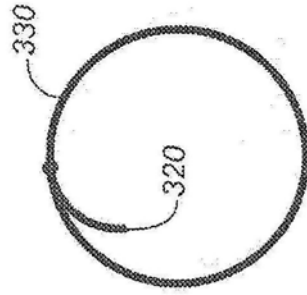


图5G

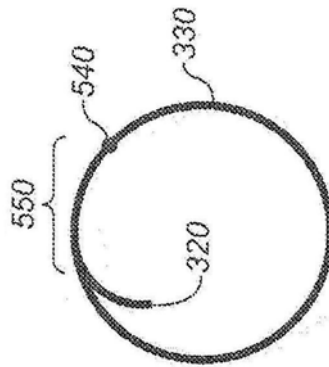


图5H

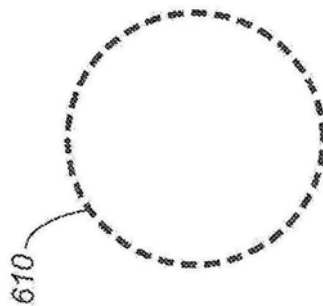


图6A

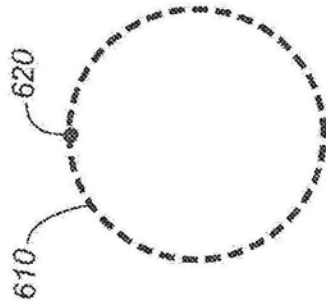


图6B

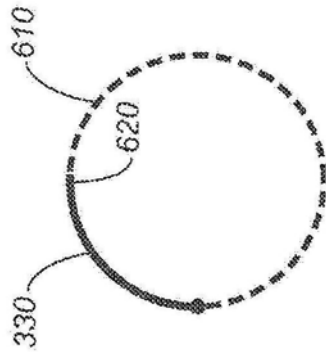


图6C

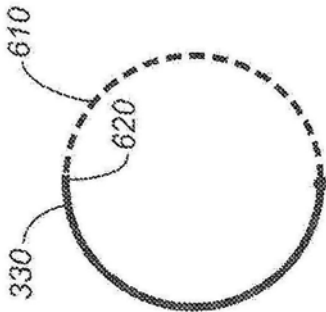


图6D

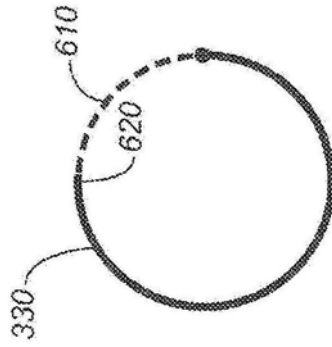


图6E

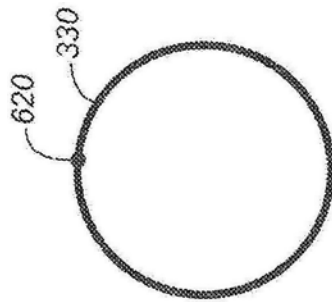


图6F

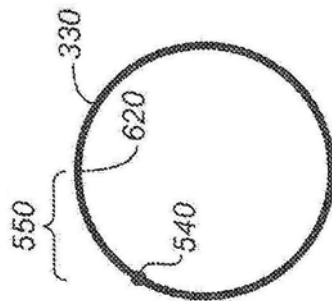


图6G

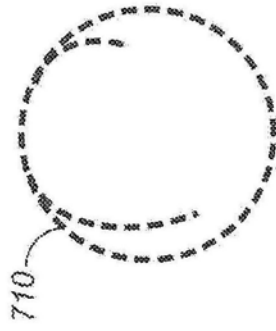


图7A

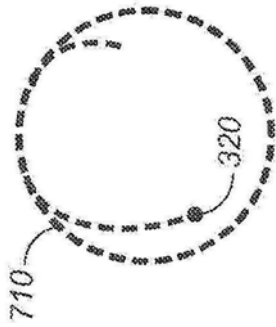


图7B

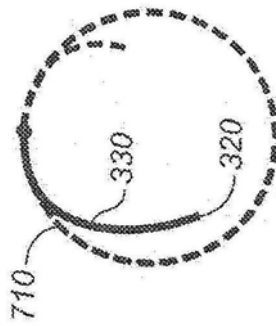


图7C

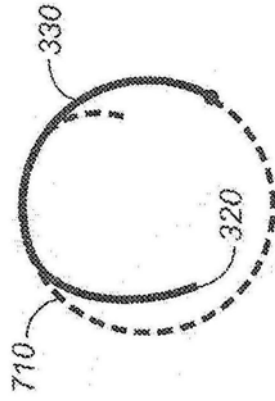


图7D

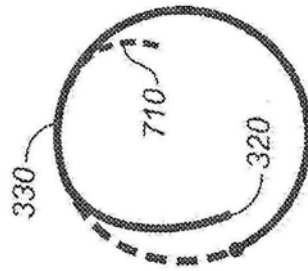


图7E

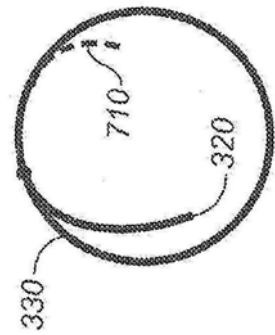


图7F

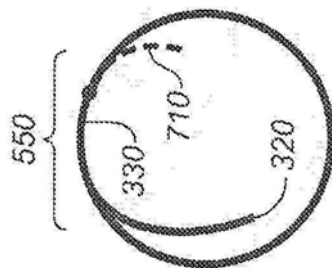


图7G

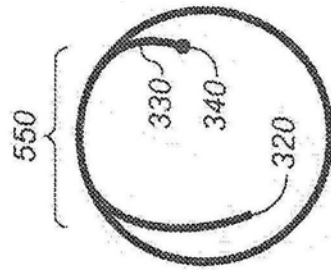


图7H

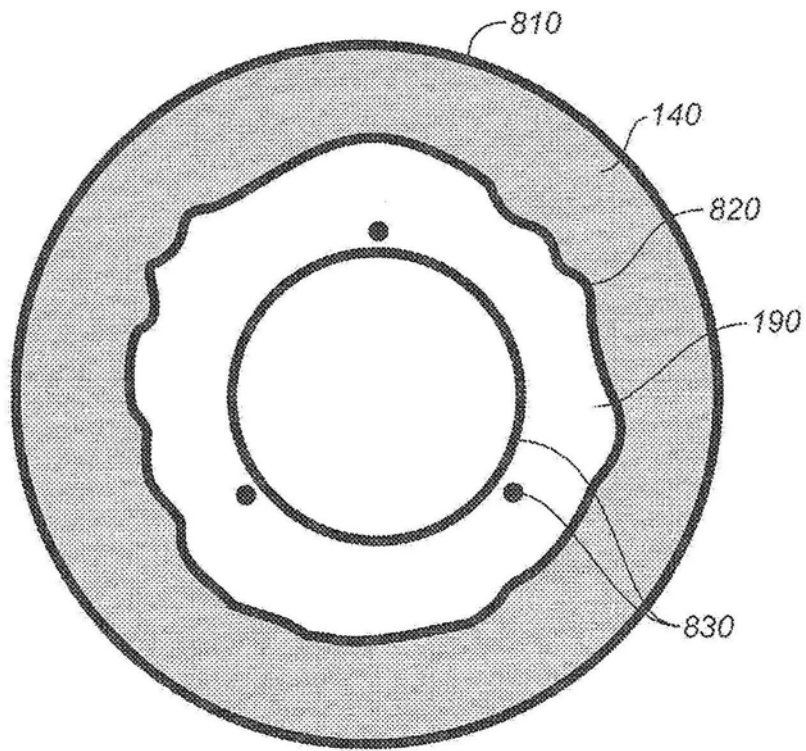


图8

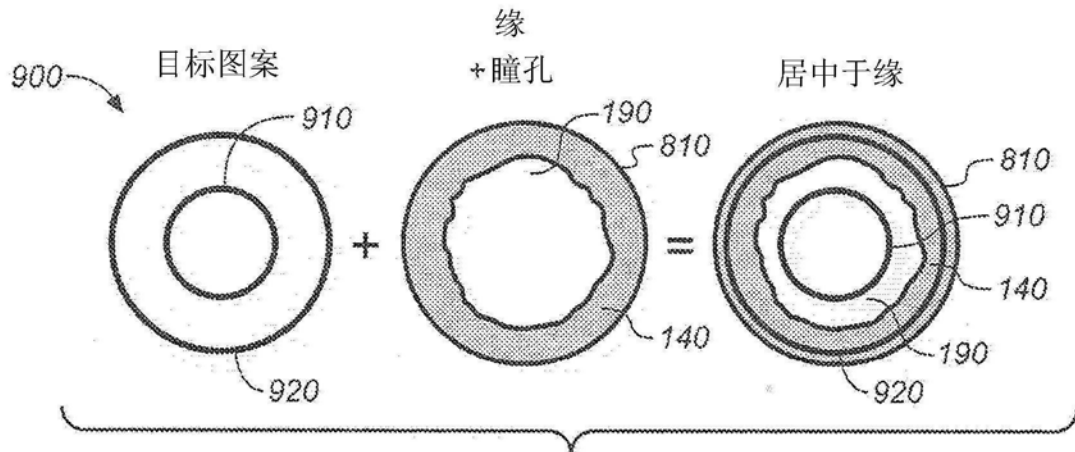


图 9A

图9A

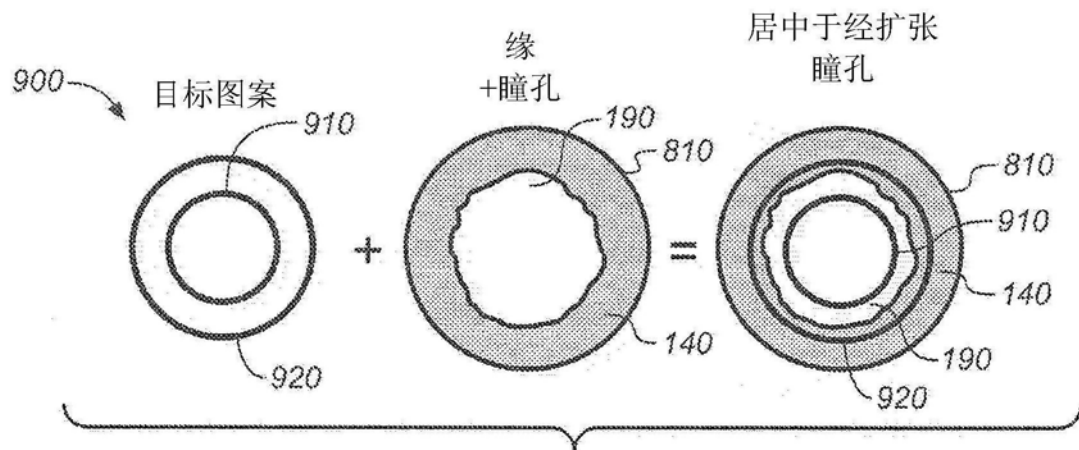


图 9B

图9B

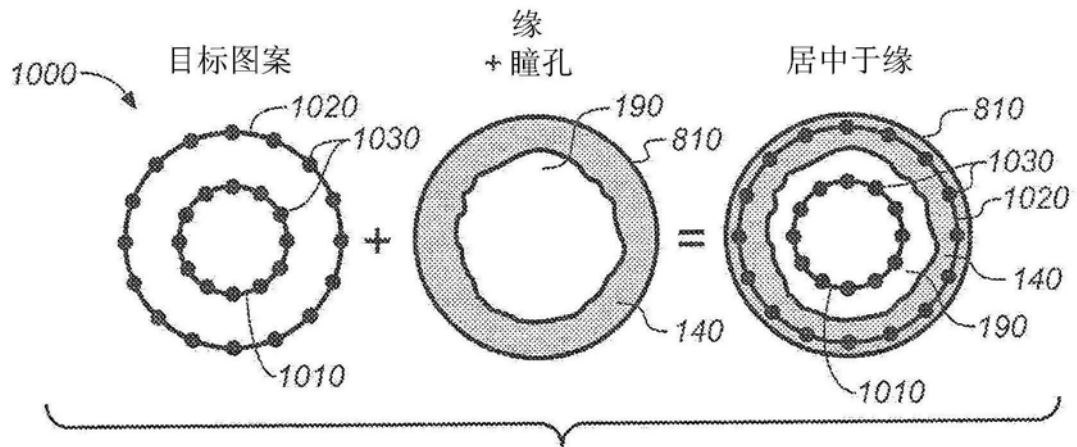


图 10A

图10A

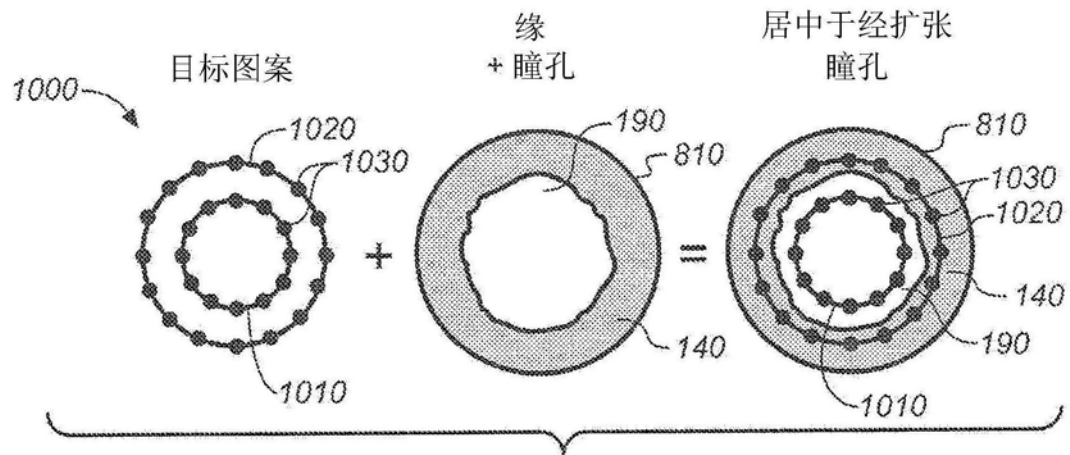


图 10B

图10B

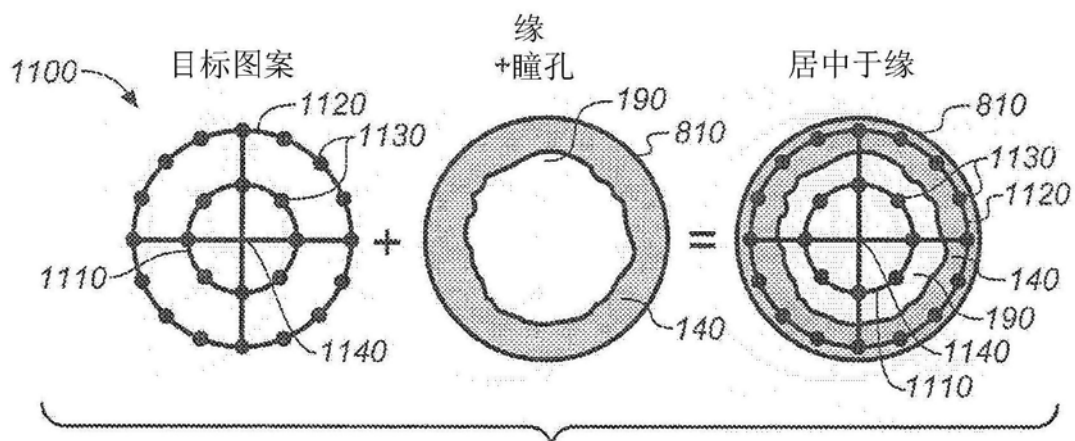


图 11A

图11A

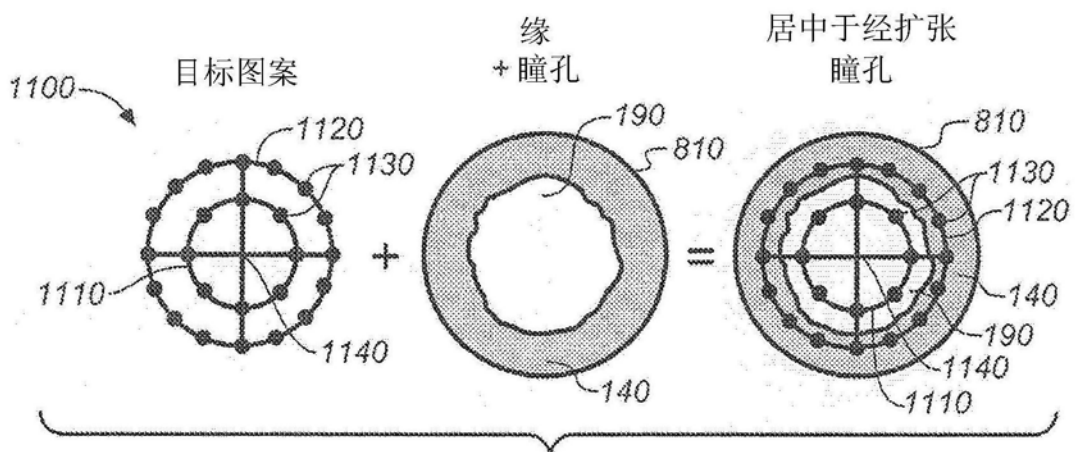


图 11B

图11B

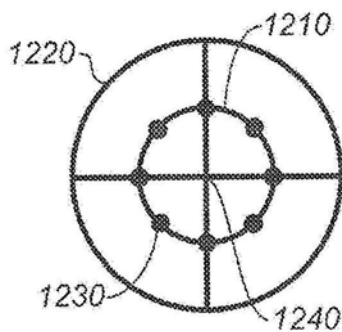


图12A

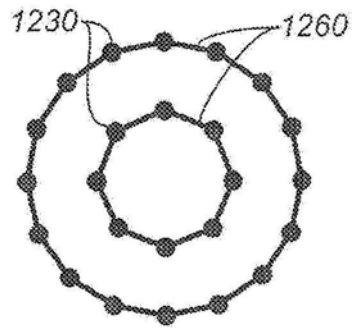


图12B

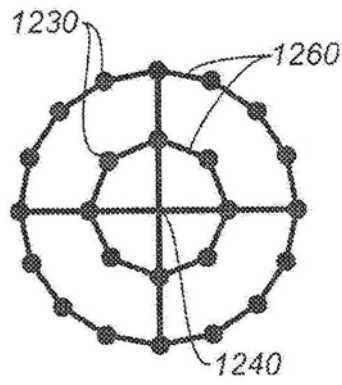


图12C

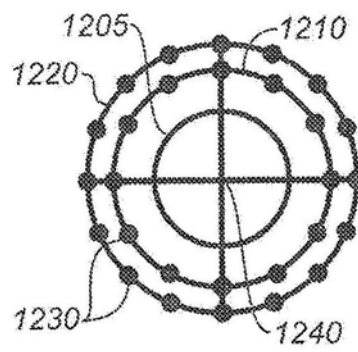


图12D

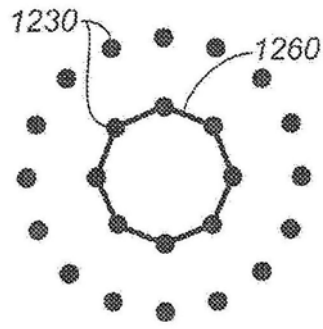


图12E

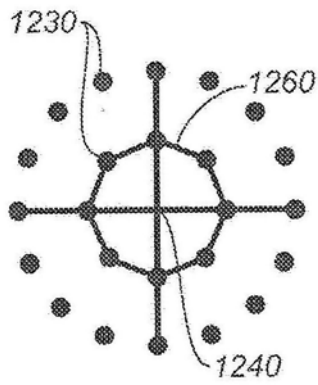


图12F

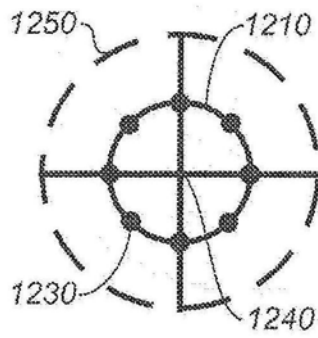


图12G

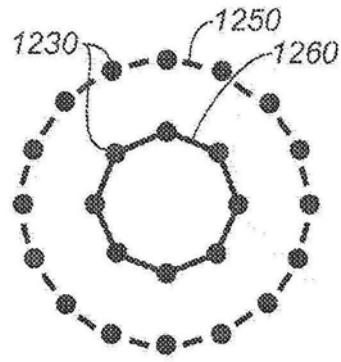


图12H

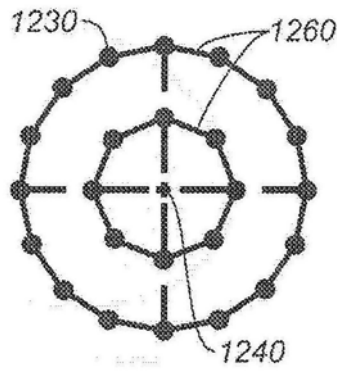


图12I

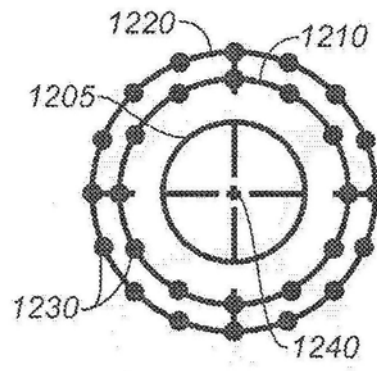


图12J

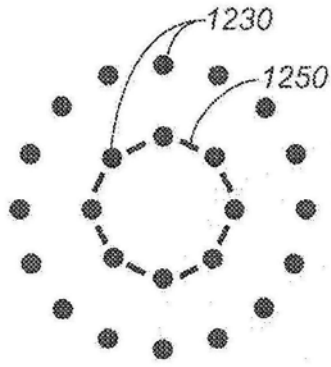


图12K

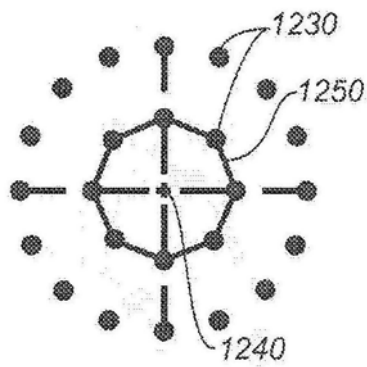


图12L

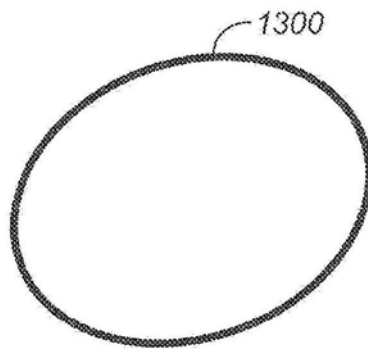


图13A

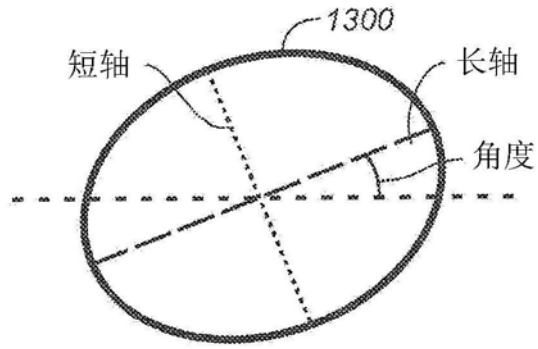


图13B

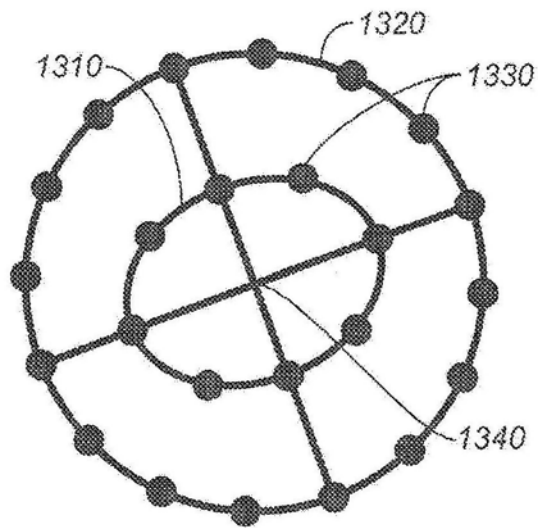


图13C

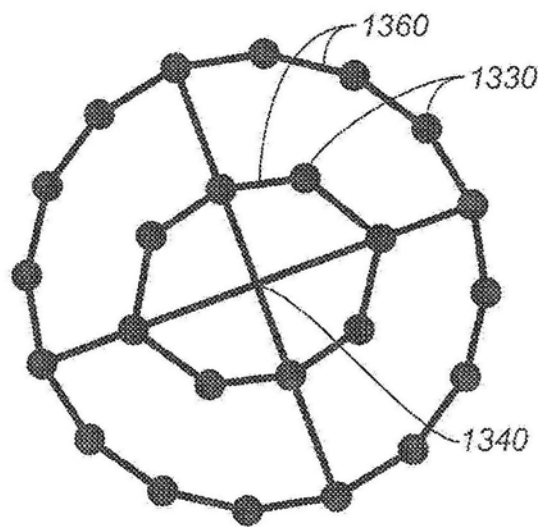


图13D

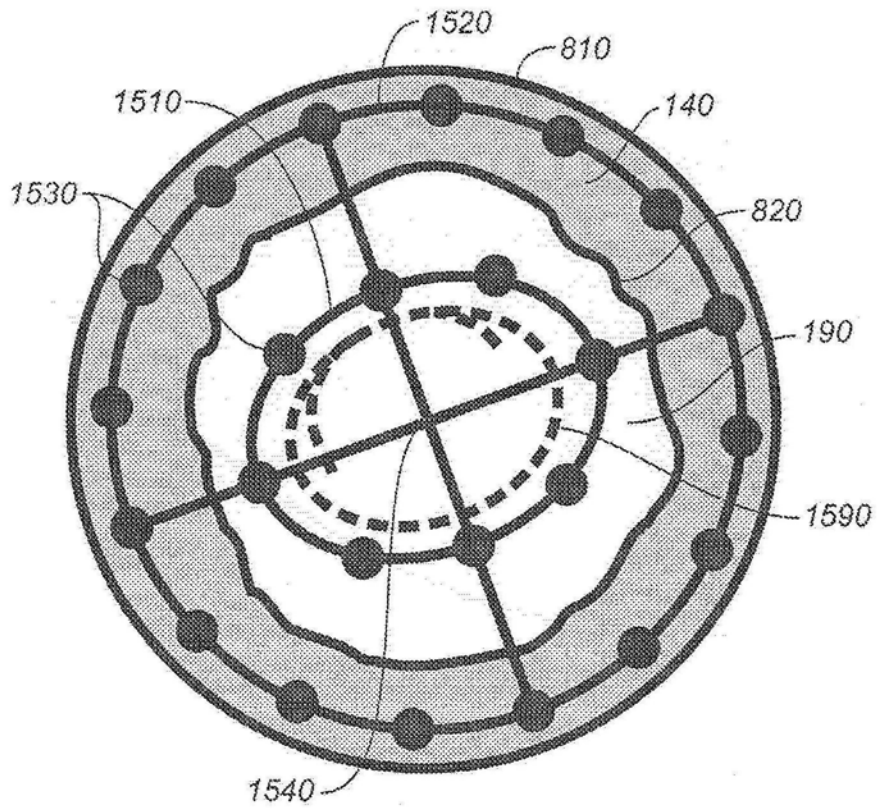


图15

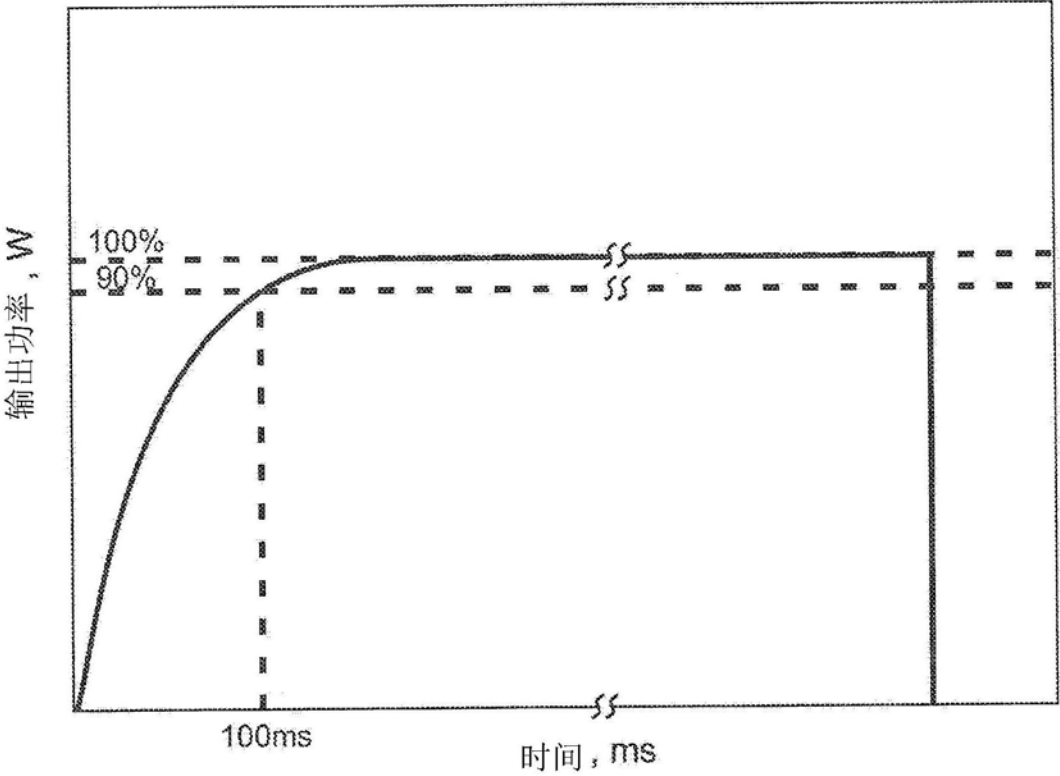


图16

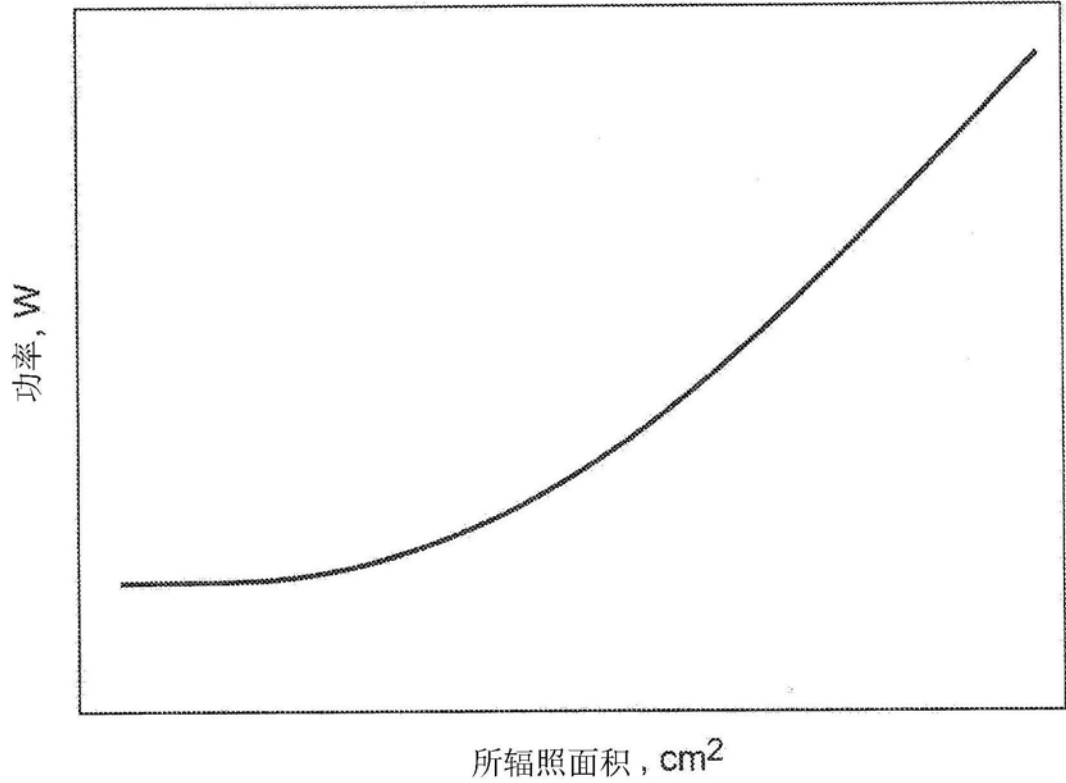


图17

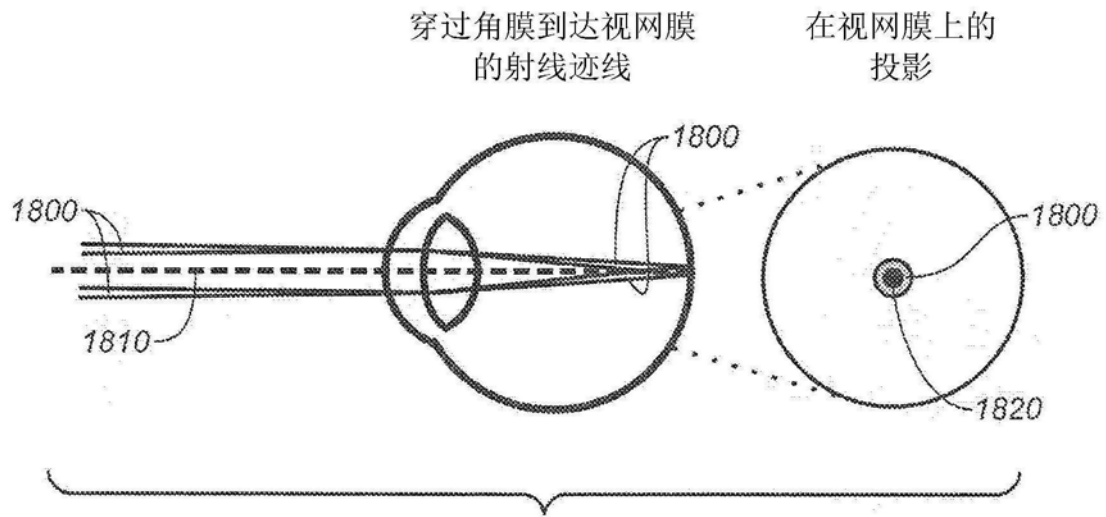
**图 18A**

图18A

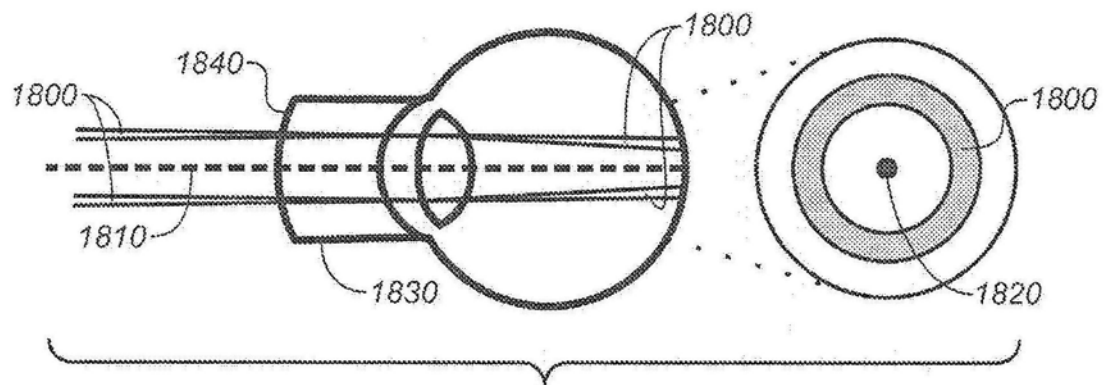
**图 18B**

图18B

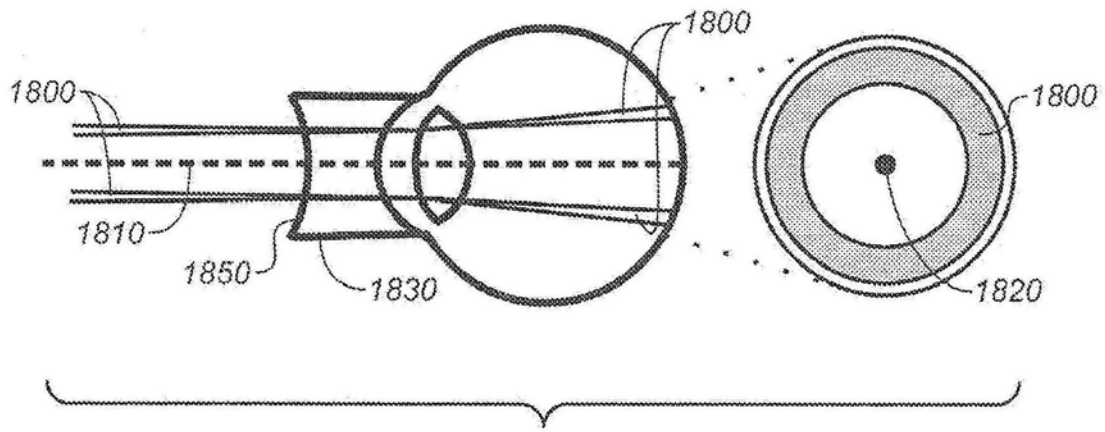


图 18C

图18C

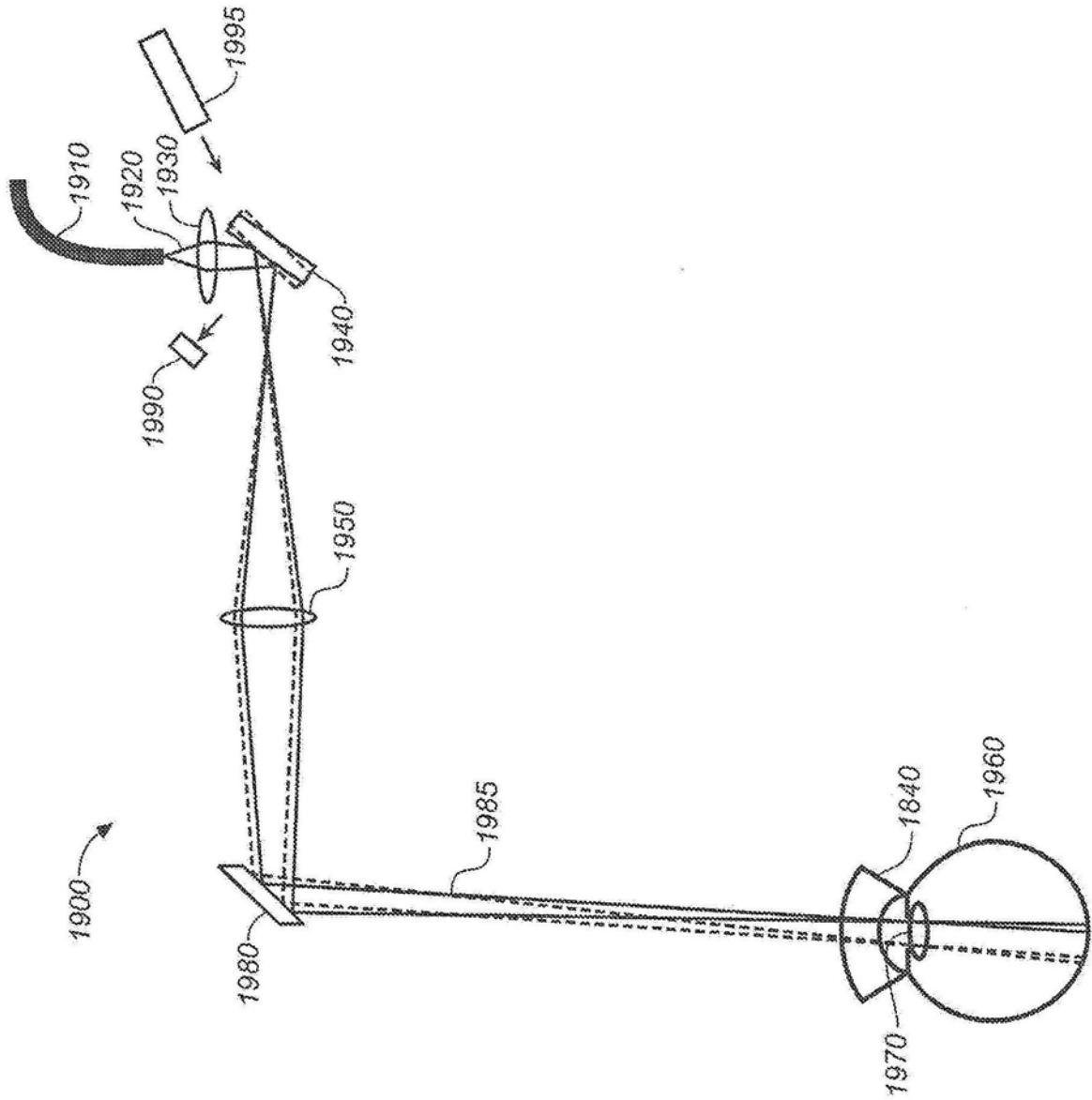


图19

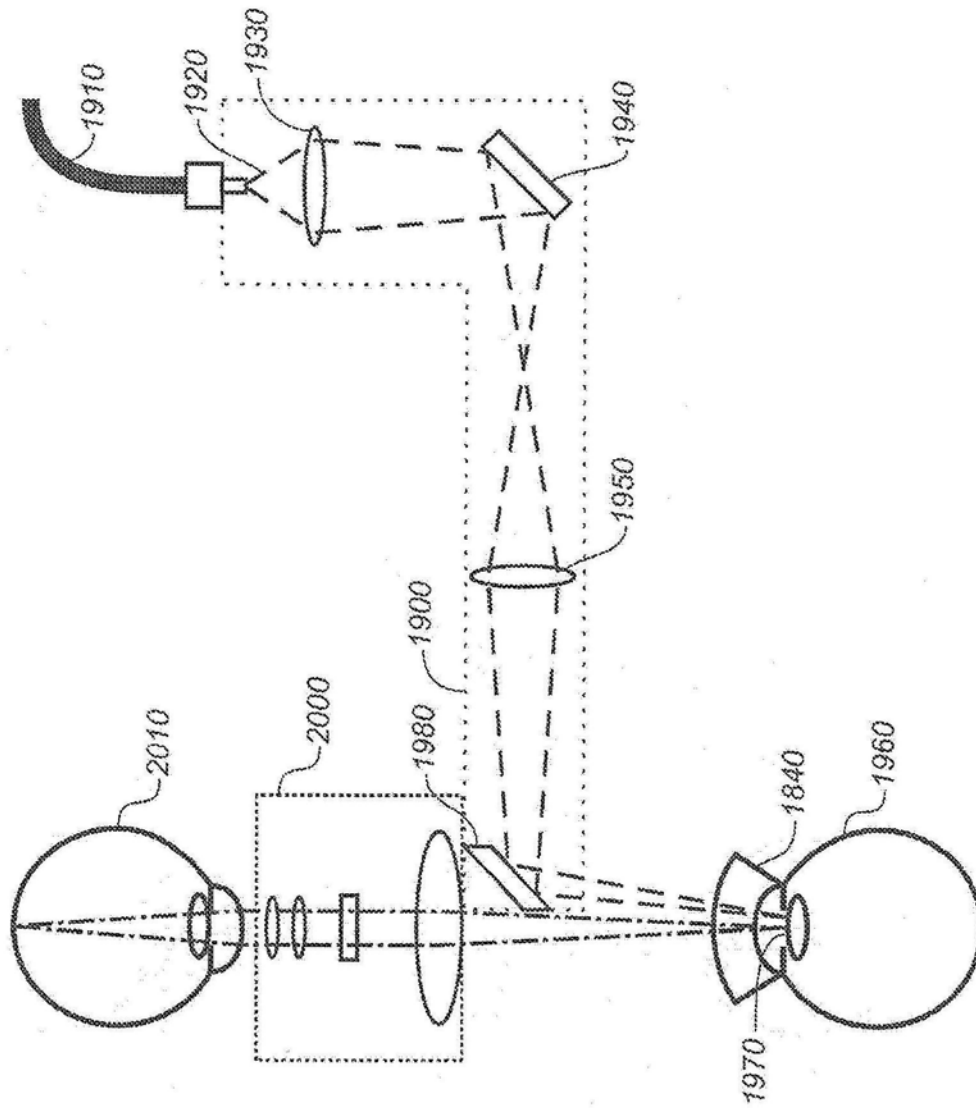


图20

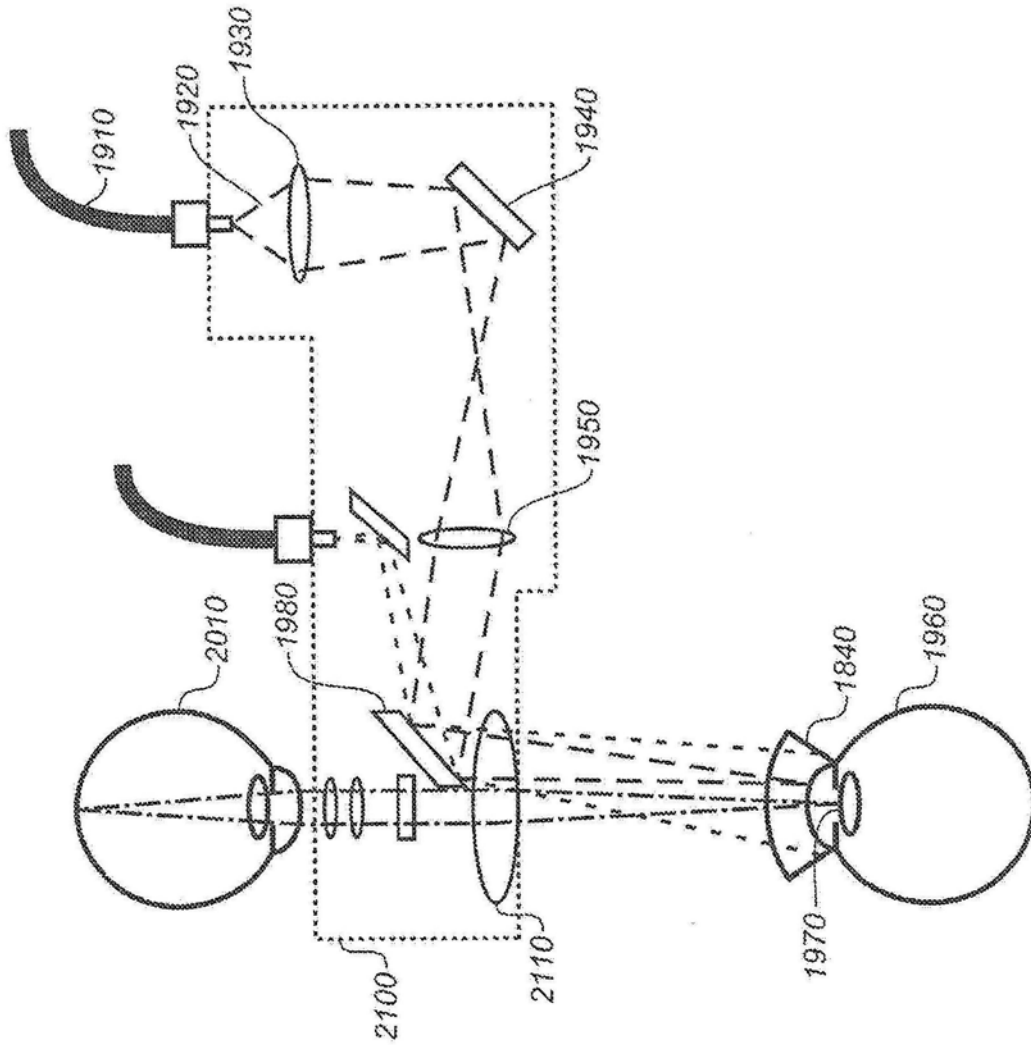


图21

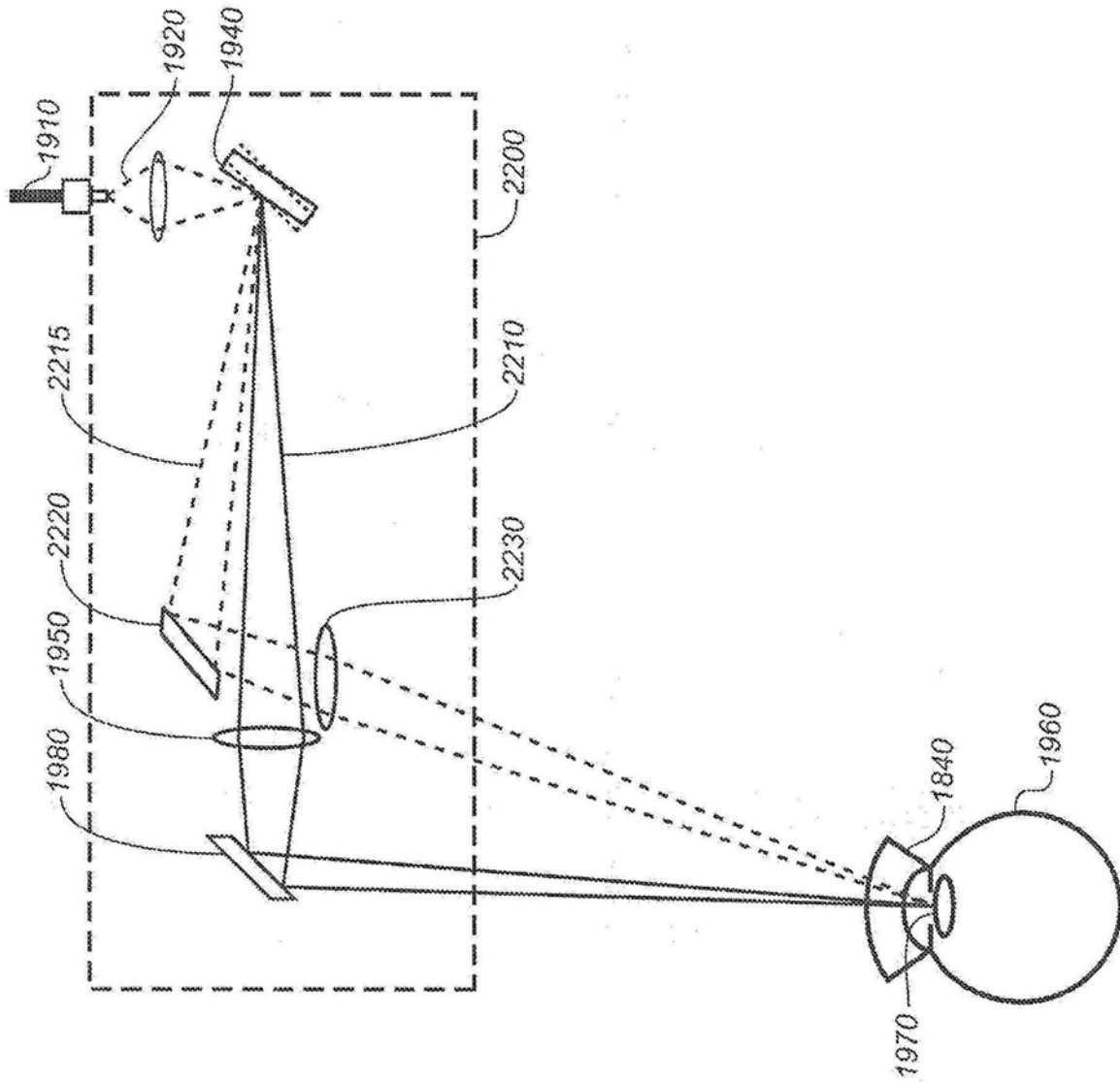


图22

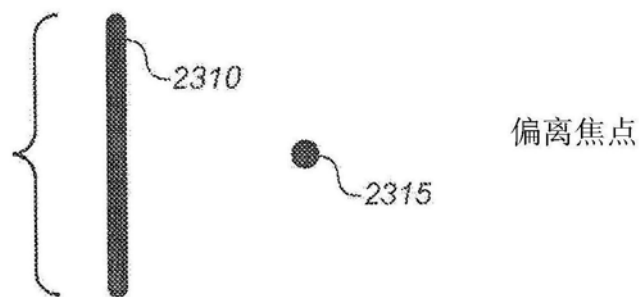


图23A

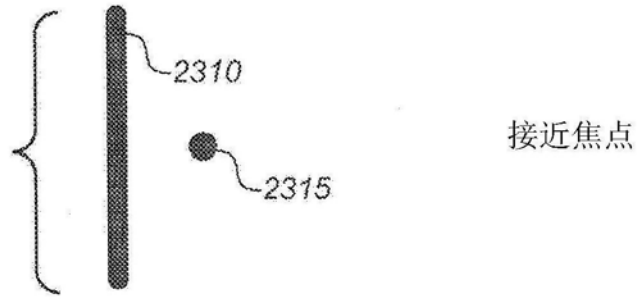


图23B

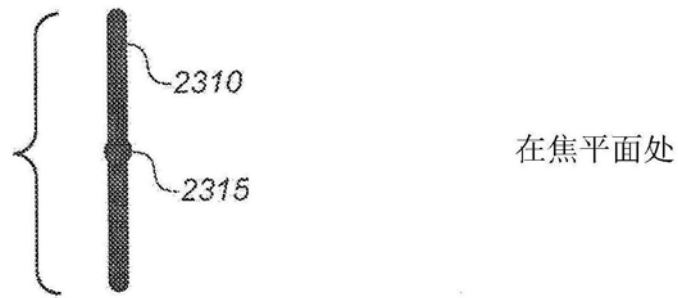


图23C

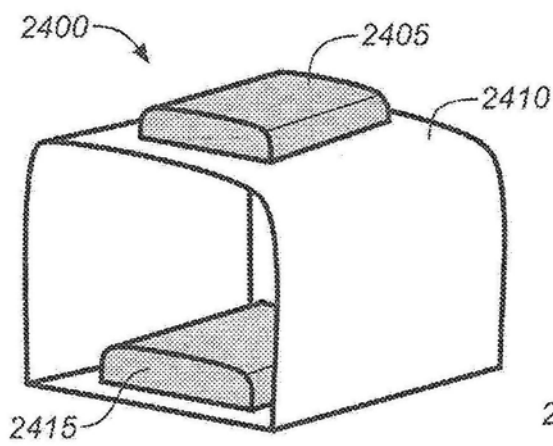


图 24A

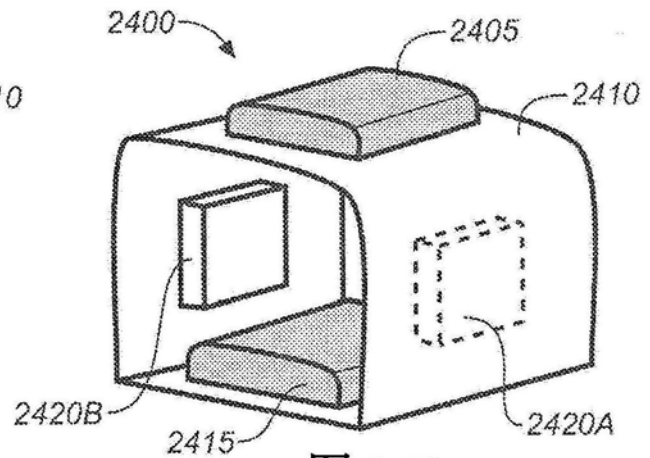


图 24B

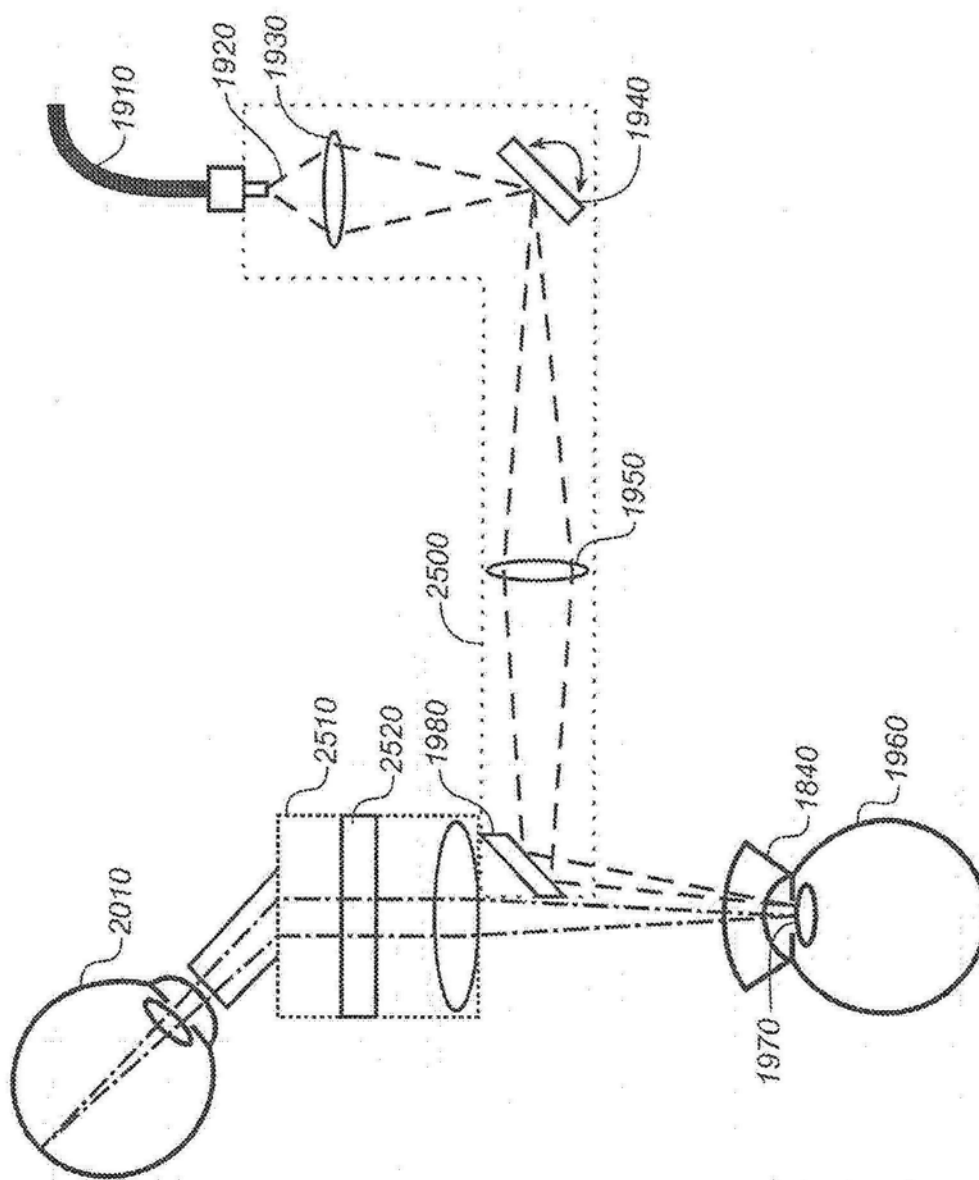


图25

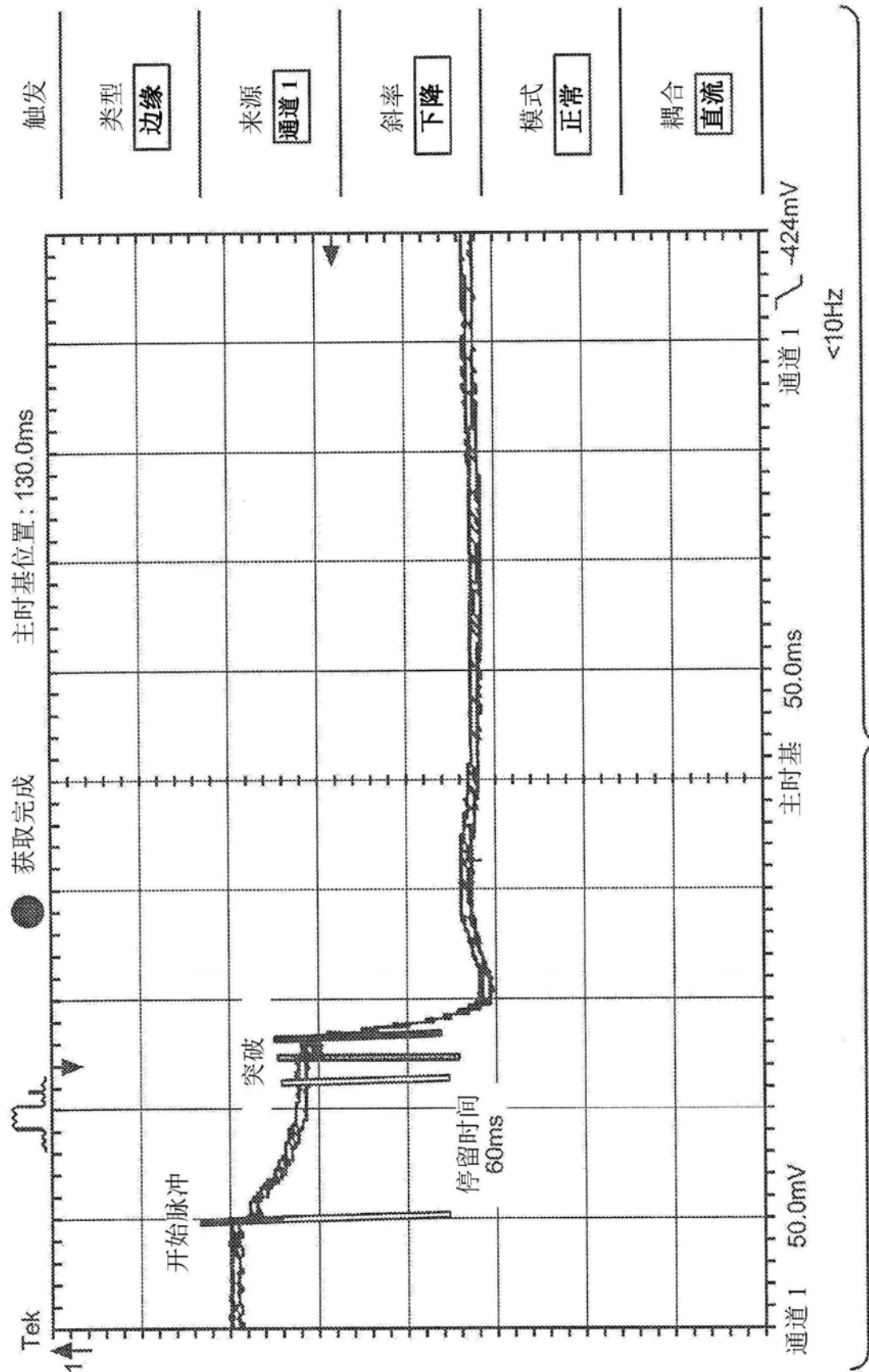


图 26A

图26A

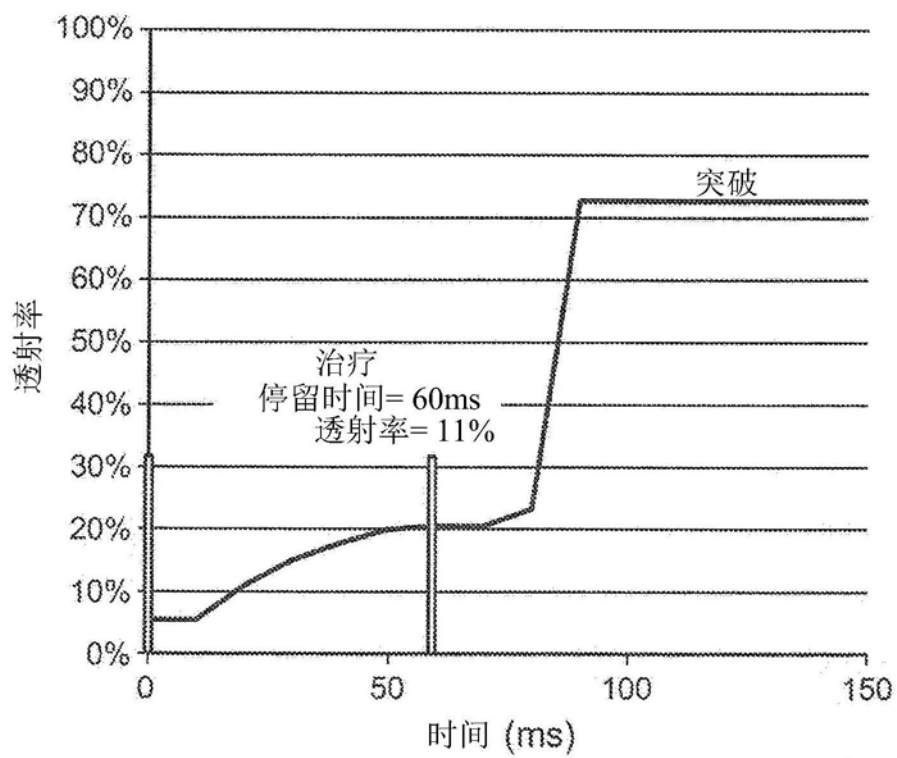


图26B

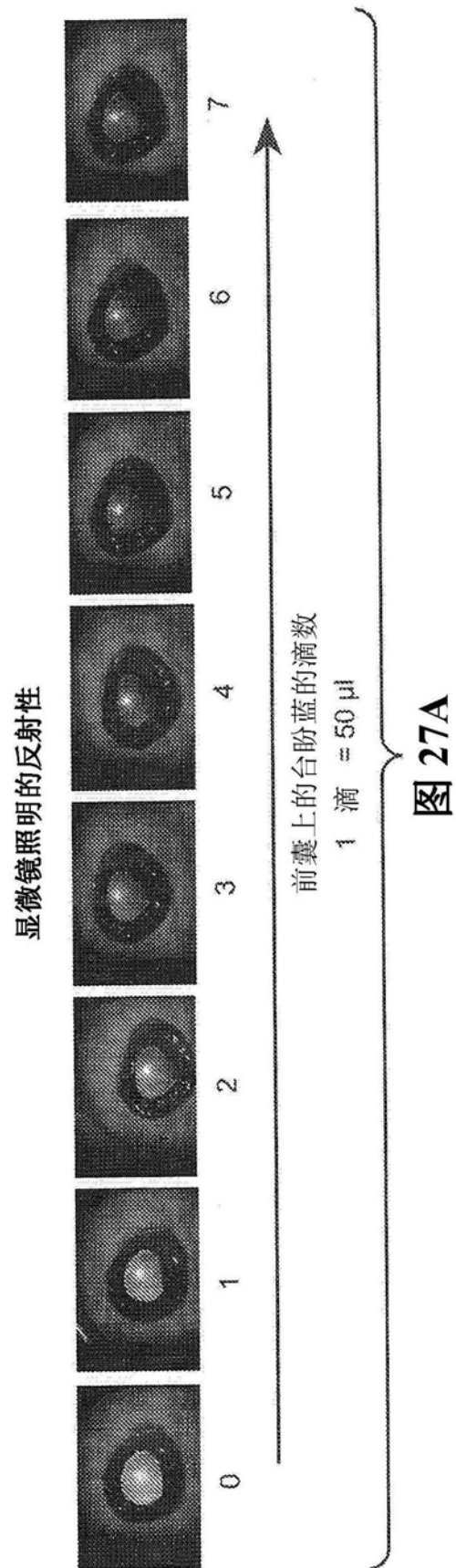


图27A

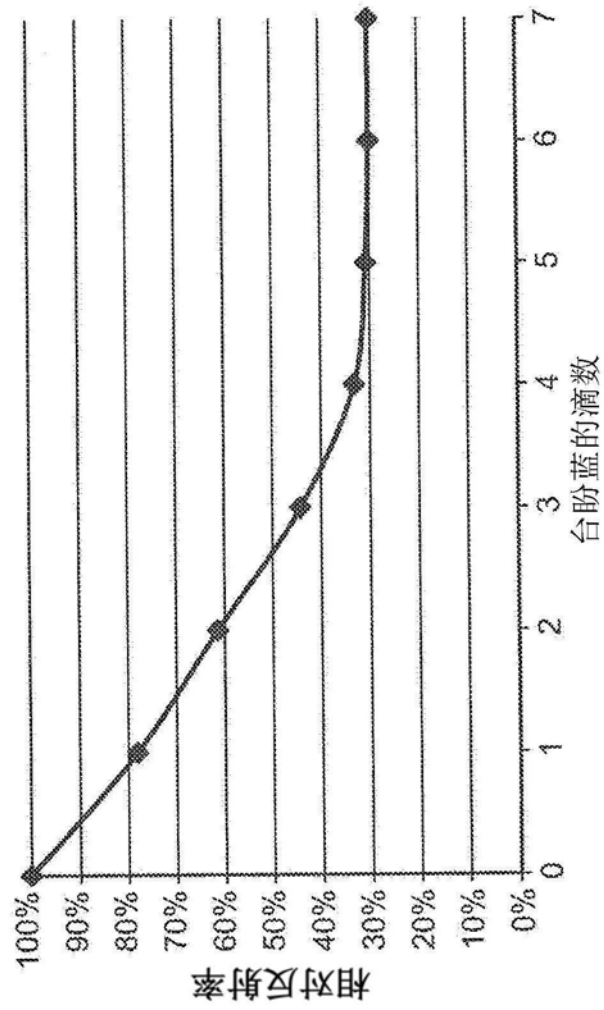


图27B

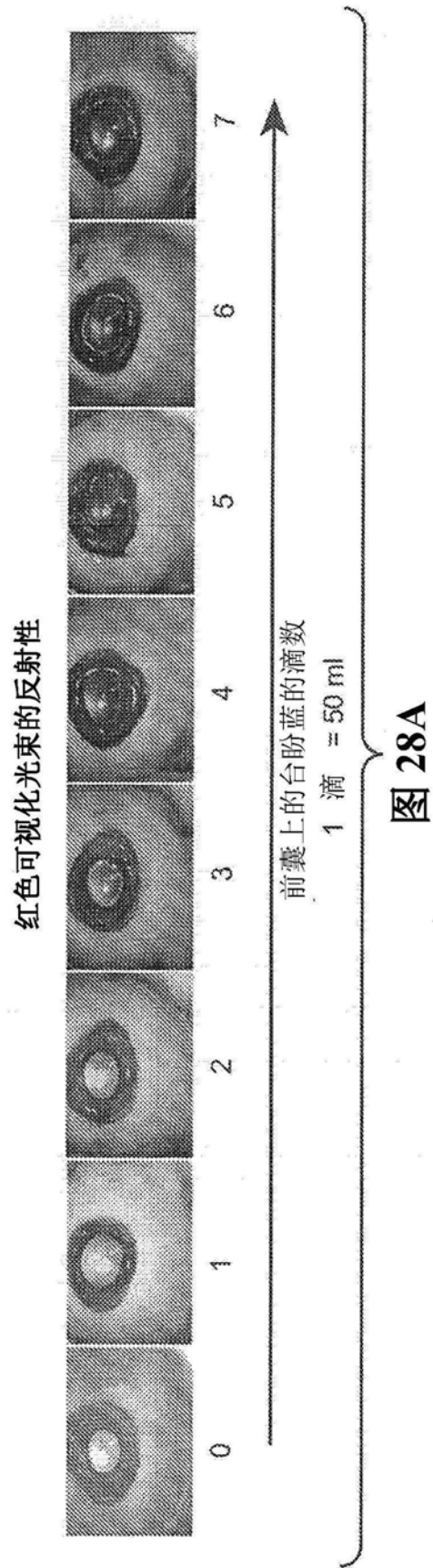


图28A

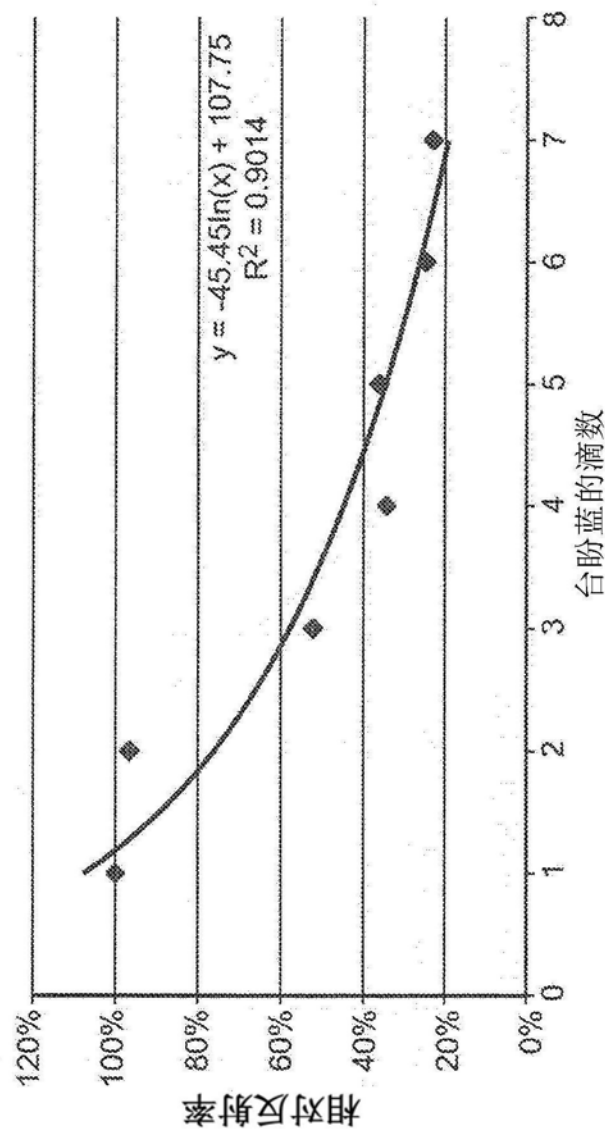


图28B

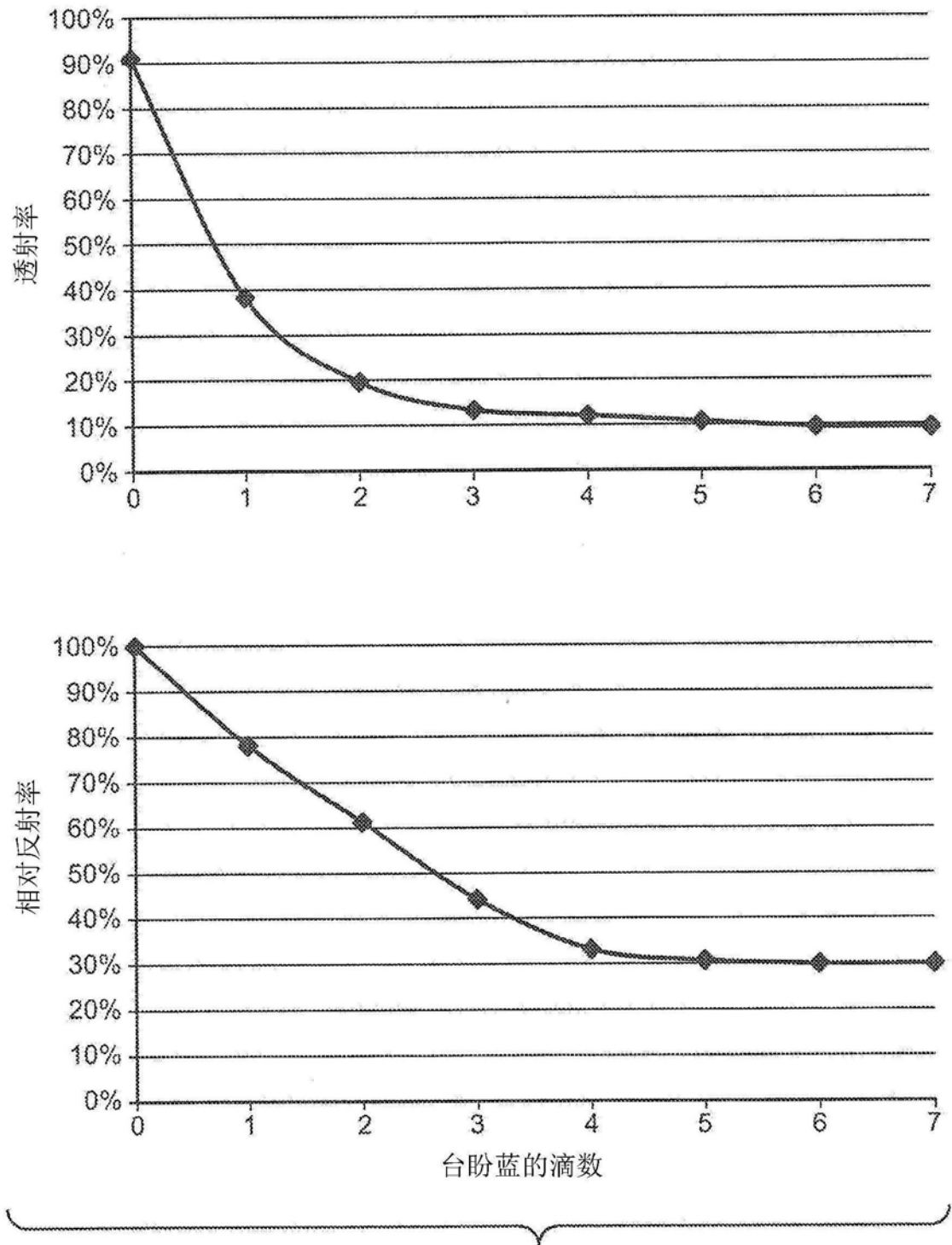


图 29

图29

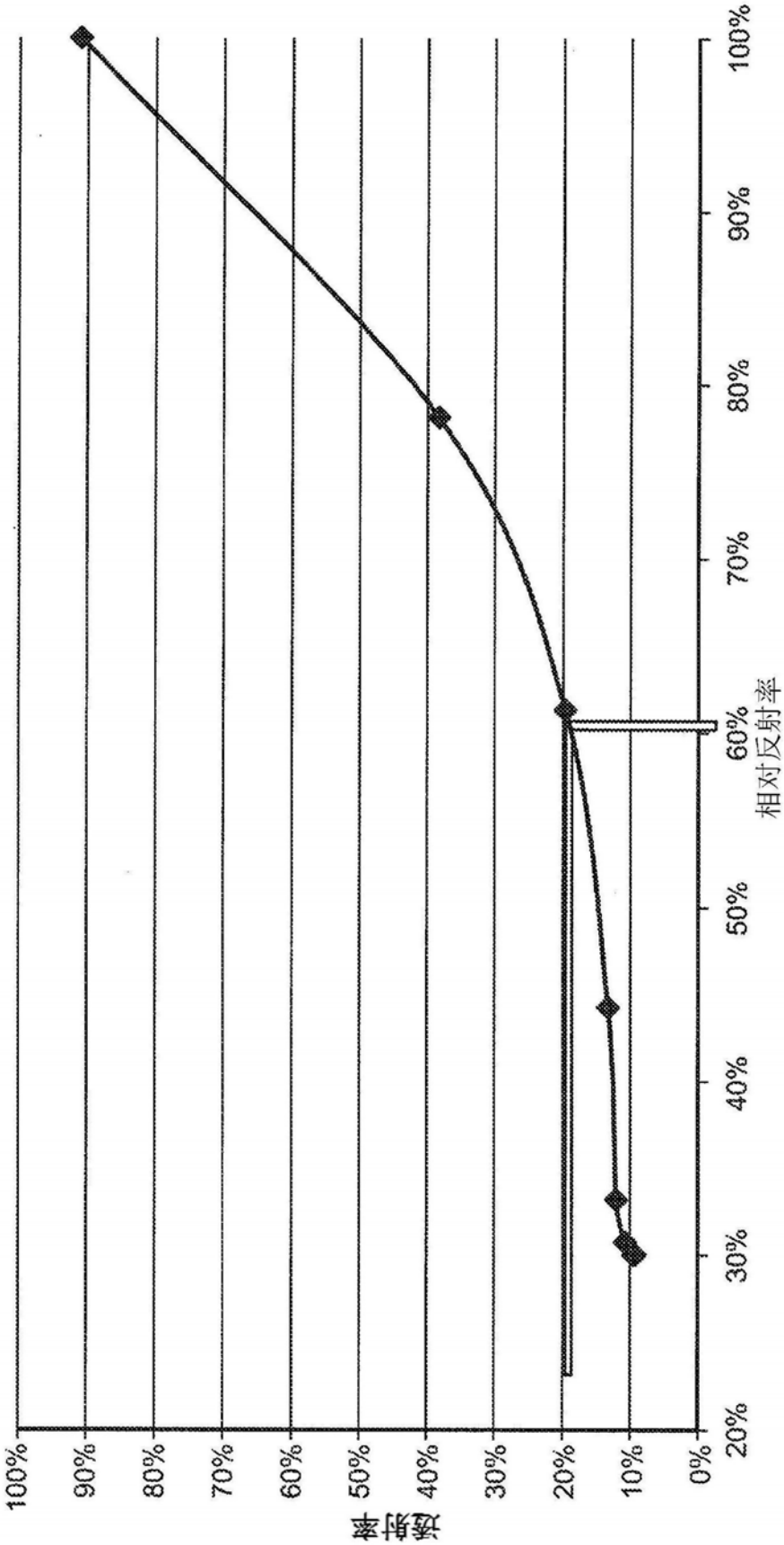


图30