

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 00818540.9

[51] Int. Cl.

A61F 9/01 (2006.01)

A61B 3/103 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

A61N 5/067 (2006.01)

[45] 授权公告日 2006 年 2 月 1 日

[11] 授权公告号 CN 1239138C

[22] 申请日 2000.11.2 [21] 申请号 00818540.9

[30] 优先权

[32] 1999.12.23 [33] US [31] 09/470,907

[86] 国际申请 PCT/US2000/030463 2000.11.2

[87] 国际公布 WO2001/047426 英 2001.7.5

[85] 进入国家阶段日期 2002.7.19

[71] 专利权人 维思克斯公司

地址 美国加利福尼亚

[72] 发明人 弗拉迪米尔·兰伯格

审查员 佟仲明

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所

代理人 李德山

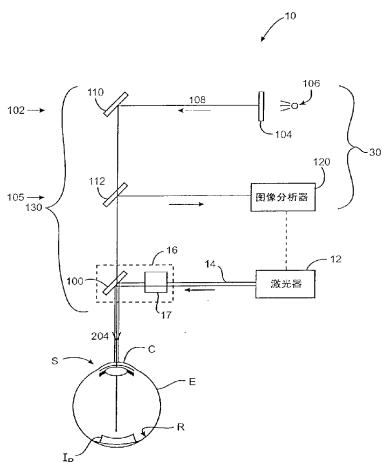
权利要求书 4 页 说明书 18 页 附图 8 页

[54] 发明名称

用于视力矫正的光学反馈系统

[57] 摘要

本发明提供了一种对于眼睛进行视力矫正的眼睛治疗系统，所述眼睛具有视网膜以及包含角膜的视觉光学系统，所述眼睛治疗系统包括：投影光学系统，用于在眼睛对于治疗定位时，将参考图像通过所述视觉光学系统投影到所述视网膜上；成像光学系统，用于通过所述视觉光学系统获得来自所述视网膜的评定图像，所述评定图像由通过所述视觉光学系统投影并通过所述视觉光学系统成像的参考图像来限定；以及能量发射部件，被相对于所述成像光学系统设置，用于以朝向所述角膜发送治疗能量，用以改变所述定位的眼睛的视觉光学系统。



1、一种对于眼睛进行视力矫正的眼睛治疗系统，所述眼睛具有视网膜以及包含角膜的视觉光学系统，所述眼睛治疗系统包括：

投影光学系统，用于在眼睛对于治疗定位时，将参考图像通过所述视觉光学系统投影到所述视网膜上；

成像光学系统，用于通过所述视觉光学系统获得来自所述视网膜的评定图像，所述评定图像由通过所述视觉光学系统投影并通过所述视觉光学系统成像的参考图像来限定；以及

能量发射部件，被相对于所述成像光学系统设置，用于以朝向所述角膜发送治疗能量，用以改变所述定位的眼睛的视觉光学系统。

2、根据权利要求 1 所述的眼睛治疗系统，其中一部分所述投影光学系统或一部分所述成像光学系统与治疗能量共轴对准。

3、根据权利要求 2 所述的眼睛治疗系统，其中所述能量发射部件包括激光器，所述能量包括具有光束路径的角膜烧蚀激光束，

并且所述眼睛治疗系统进一步包括第一分束器，用于将所述成像光学系统的成像光路与所述光束路径分开。

4、根据权利要求 3 所述的眼睛治疗系统，进一步包括第二分束器，用于将所述成像光路与所述投影光学系统的投影光路分开，一部分所述投影光学系统和一部分所述成像光学系统与所述激光束的光束路径共轴对准。

5、根据权利要求 4 所述的眼睛治疗系统，其中所述第一分束器设置在所述眼睛与所述第二分束器之间。

6、根据权利要求 1 所述的眼睛治疗系统，其中所述成像光学系统

包括显微镜的一部分光学部件。

7、根据权利要求 6 所述的眼睛治疗系统，其中所述部分的显微镜的光学部件用于获得角膜的图像，以便光学指导角膜雕刻过程。

8、根据权利要求 6 所述的眼睛治疗系统，其中所述参考图像用于表示所述角膜光学系统的质量，

并且所述眼睛治疗系统进一步包括耦合到所述能量发射部件的输入端，用于以预定的成像质量改变率终止治疗能量。

9、根据权利要求 6 所述的眼睛治疗系统，其中所述成像光学系统进一步包括成像分束器，用于将所述显微镜光路与所述成像光路分开。

10、根据权利要求 1 所述的眼睛治疗系统，进一步包括：

图像获取装置，其光学耦合至所述成像光学系统，并根据所述评定图像产生分析图像信号，和

耦合至所述图像获取装置的图像分析器，所述图像分析器根据所述分析图像信号确定所述视觉光学系统的成像质量。

11、根据权利要求 10 所述的眼睛治疗系统，其中所述图像分析器被耦合至所述能量发射部件，以限定角膜治疗反馈光路，所述能量发射部件根据来自反馈光路的反馈信号改变治疗能量。

12、根据权利要求 10 所述的眼睛治疗系统，进一步包括限定所述参考图像的参考物体，其中所述图像分析器比较所述参考物体的图像与所述评定图像，以确定成像质量。

13、根据权利要求 10 所述的眼睛治疗系统，其中所述分析器进一步确定成像质量的改变率。

14、根据权利要求 13 所述的眼睛治疗系统，其中所述成像质量的改变率表示相对于对角膜进行治疗的单元的图像质量的斜率。

15、根据权利要求 13 所述的眼睛治疗系统，进一步包括耦合至所述能量发射部件的输入端，用于以预先确定的成像质量的改变率终止治疗能量。

16、根据权利要求 10 所述的眼睛治疗系统，其中所述分析器用于利用调制传递函数计算成像质量。

17、根据权利要求 1 所述的眼睛治疗系统，其中所述投影光学系统在所述眼睛的视网膜上产生红外图像。

18、根据权利要求 1 所述的眼睛治疗系统，其中所述能量发射部件包括产生紫外光谱能量束的激光器。

19、根据权利要求 1 所述的眼睛治疗系统，其中所述能量发射部件包括准分子激光器。

20、根据权利要求 1 所述的眼睛外科系统，其中所述能量发射部件包括固态激光器。

21、根据权利要求 1 所述的眼睛外科系统，其中所述图像获取装置包括高分辨率 CCD。

22、根据权利要求 1 所述的眼睛外科系统，其中所述投影光学系统包括可移动部件，以调节所述眼睛治疗系统与所述投影的参考图像之间的成像距离。

23、根据权利要求 22 所述的眼睛外科系统，进一步包括患者凝视目标系统，所述患者凝视目标系统包括一部分的所述投影光学系统，所述目标系统能够将凝视目标朝向眼睛引导以供眼睛观看，以便有助于保持眼睛与治疗能量之间的轴向对准。

24、一种对于眼睛进行视力矫正的眼睛治疗系统，所述眼睛具有位于视觉光学系统后面的视网膜，所述视觉光学系统包括角膜，所述系统包括：

投影光学系统，用于将参考图像通过所述视觉光学系统投影到所述视网膜上；

成像光学系统，用于通过所述视觉光学系统获得来自所述视网膜的评定图像，所述成像光学系统限定成像光路；

图像获取装置，所述图像获取装置光耦合至所述成像光学系统，并且根据所述评定图像产生分析图像信号；

耦合至所述图像获取装置的图像分析器，所述图像分析器根据所述分析图像信号确定所述视觉光学系统的成像质量；以及

角膜烧蚀激光器系统，用于将激光束朝向所述角膜引导以改变所述视觉光学系统，一部分所述激光束基本上沿一部分所述成像光路而共轴对准，所述激光器系统沿所述角膜治疗反馈光路耦合至所述图像分析器，所述激光器系统根据来自所述反馈光路的反馈信号而改变激光束。

用于视力矫正的光学反馈系统

技术领域

概括地说，本发明涉及视力矫正系统。在一个实施例中，本发明涉及一种可以结合到现有的激光眼外科系统中的简化的光学反馈系统，以便提供有关眼睛屈光特性改变进度的反馈，在视力矫正外科中，允许对眼睛的视觉光学系统的质量改变率进行实时测量。

背景技术

已知的激光眼睛（治疗）过程，通常采用紫外或红外激光，从眼睛的角膜中去除微量的基质组织层，以改变眼睛的屈光特性。激光去除角膜组织的选定部分，通常矫正眼睛的屈光误差。紫外激光切除导致角膜组织的光分解，不过通常不会对眼睛附近和下面组织造成明显的热损伤。受到辐射的分子被光化学地分成更小的发散碎片，直接使分子间的键断开。

激光切除过程能够去除角膜的目标基质，以便对于多种目的而言，改变角膜的外形，如用于矫正近视、远视、散光等。可以通过多种系统和方法来控制角膜上的切除能量分布，这些系统和方法包括使用可融化的掩模，固定的和可移动的孔径，受控扫描系统，眼睛运动跟踪机制等。在已知的系统中，激光束一般包含一系列分开的激光能量脉冲，由入射在角膜上的激光能量脉冲图案的形状、尺寸、位置和/或数量确定所去除的组织的总的形状和量。可以使用多种算法来计算用于重新整形角膜的激光脉冲的图案，以便矫正眼睛的屈光误差。

虽然已知的算法一般可以成功地计算用于矫正标准视力误差的激光能量图案，如果要监控在光折射（photorefractive）过程中实际发生的改变，必须对现有的视力矫正系统进行进一步地改进。已知的切除算法，一般假设均匀的切除速度，从而希望每个激光能量脉冲去除

同样的角膜组织深度。虽然这一般是一种有效的近似，随着环境条件的改变，如在不同的湿度中等等，切除深度可能会显著地改变。切除深度还可能局部地改变，如具有称为“中央岛”的现象，有时在大面积切除中经受一稍微减小的中间切除深度。切除深度不一致的结果，有时在眼睛已经愈合之后，在激光外科之后进行修整过程，以便进一步重新整形角膜，提供所需的视觉特性。而且，由于愈合可能要几个月，这些修整外科手术会对患者产生诸多不便。为了避免这种推迟，激光外科系统将极大地受益于具有某些类型的同时进行的反馈。

还提出了眼睛屈光误差的进一步的治疗，包括不规则角膜等的治疗。目前，Hartmann-Shack 波前探测器外形测量（topography）装置发展成可精确地测量眼睛的光学性质。理论上，从该测量系统得出的常规切除图案，可能允许足够精确地对小的不规则误差进行校正，可靠地形成优于 20 / 20 的视觉敏锐度。遗憾地是，提供数据的波前探测器相当庞大，从而难以和 / 或不可能将这些测量装置加入当前使用的现有激光外科系统中。已知的治疗装置中可能包括另一种离轴角膜测量系统，这种离轴系统的精度可能没有所需要的那样好，尤其是对于眼睛小的不规则误差的测量，以便使视觉敏锐度最大而言尤为不佳。从而，需要另外的技术，对实际的切除过程提供反馈。与传统过程相比，这种反馈技术可以提供显著的优点，在传统过程中，患者一般在进一步测定眼睛之前和进行“修整”外科之前，等待覆盖被切割组织表面的外皮或片状物愈合，以便进一步整形角膜。

鉴于上面的原因，需要提供一种改进的眼科系统、装置和方法。尤其需要提供用于检验眼外科过程的进度的改进的技术。最好，这些装置能够很容易地结合到现有的激光眼外科系统，以及新研制的外科系统中。下面和权利要求中所描述的本发明的系统和方法，将达到至少一部分这些目的。

发明内容

本发明提供改进的激光眼外科装置、系统和方法。更具体地说，

本发明提供可在视力矫正外科手术之前、过程中和 / 或之后，通常当患者处于激光治疗位置，并与激光输送系统对准时，对眼睛中的屈光误差进行测量的装置、系统和方法。本发明允许在视力矫正操作过程中进行调节，而不必等待有关外科手术效果的外科手术之后的分析。当患者的眼睛具有可能没有被考虑到的罕见的特性，和 / 或如果在操作过程中出现了没有预测到的困难，诸如初始患者说明测量中的误差，操作人员的错误，湿度的改变等，这尤为有用。通过利用用来确定患者眼睛光学特性的相对简单的系统，已知的激光治疗工作站已经包括了许多系统部件，本发明可以被用于提供优于 20 / 20 的视力。

按照本发明的第一个方面，提供了一种对于眼睛进行视力矫正的眼睛治疗系统，所述眼睛具有视网膜以及包含角膜的视觉光学系统，所述眼睛治疗系统包括：

投影光学系统，用于在眼睛对于治疗定位时，将参考图像通过所述视觉光学系统投影到所述视网膜上；

成像光学系统，用于通过所述视觉光学系统获得来自所述视网膜的评定图像，所述评定图像由通过所述视觉光学系统投影并通过所述视觉光学系统成像的参考图像来限定；以及

能量发射部件，被相对于所述成像光学系统设置，用于以朝向所述角膜发送治疗能量，用以改变所述定位的眼睛的视觉光学系统。

根据本发明的第二个方面，提供了一种对于眼睛进行视力矫正的眼睛治疗系统，所述眼睛具有位于视觉光学系统后面的视网膜，所述视觉光学系统包括角膜，所述系统包括：

投影光学系统，用于将参考图像通过所述视觉光学系统投影到所述视网膜上；

成像光学系统，用于通过所述视觉光学系统获得来自所述视网膜的评定图像，所述成像光学系统限定成像光路；

图像获取装置，所述图像获取装置光耦合至所述成像光学系统，并且根据所述评定图像产生分析图像信号；

耦合至所述图像获取装置的图像分析器，所述图像分析器根据所

述分析图像信号确定所述视觉光学系统的成像质量；以及

角膜烧蚀激光器系统，用于将激光束朝向所述角膜引导以改变所述视觉光学系统，一部分所述激光束基本上沿一部分所述成像光路而共轴对准，所述激光器系统沿所述角膜治疗反馈光路耦合至所述图像分析器，所述激光器系统根据来自所述反馈光路的反馈信号而改变激光束。

在许多实施例中，投影光学系统和／或成像光学系统部分的至少一部分与治疗能量同轴对齐。一般，能量发射部件包括激光器，能量包括沿光束路径方向引导的角膜烧蚀激光束。可以设置分束器，以将光束路径与成像光学系统的成像光路、投影光学系统的投影光路等分开，投影和成像光路均有其至少一部分与激光束的光束路径共轴对齐。

有利的是，成像光学系统可以包括显微镜，如激光眼外科系统中通常所包含的对角膜进行成像的显微镜，用于光学引导雕刻过程。可以改变这种角膜成像显微镜，允许通过沿成像光路包括附加的和／或可选择的透镜，通过提供显微镜体等的足够的移动，对来自视网膜的评定图像进行成像。一般来说，在图像到达显微镜的目镜之前，成像分束器将显微镜光路与成像光路分开。

在多个实施例中，诸如电荷耦合器件（CCD）的图像获取装置与成像系统光学耦合，以根据分析图像产生信号。一般将图像分析器连接到图像获取装置，图像分析器一般用来确定视觉光学系统的成像质量。通常将图像分析器连接到能量发射部件，以限定角膜治疗反馈光路。在多个实施例中，参考物体将限定参考图像，图像分析器将比较参考物体的图像以确定成像质量。分析器一般利用调制传递函数来计算图像质量，理想情况下，分析器计算成像质量的改变率（如相对引导到角膜的治疗能量的图像质量的斜率），从而该系统能够在预定的（通常较低的）成像质量改变率或低于预定的成像质量改变率处终止治疗能量。

在某些实施例中，投影光学系统将包括至少一个可移动的部件，以调节眼睛治疗系统与被投影的参考物之间的焦距。任选，眼外科系

统可以包括患者目标凝视系统，其利用至少一部分投影光学系统。此目标系统能够将凝视目标朝向眼睛引导而供眼睛观看，以便帮助患者保持眼睛与治疗能量之间的轴对准。任选，在眼睛的治疗过程中，于监控分析图像的同时可以对该至少一个可移动部件进行调节，以便帮助确定实际由治疗影响的屈光特性的改变。在简单的例子中，系统操作者可以改变治疗之间的投影焦距，以便估计一个或多个光学特性(如质量、光焦度等)，和/或眼睛的局部治疗所影响的一个或多个光学特性的改变率。

按照另一方面，本发明提供一种用于对眼睛进行视力矫正的方法。该方法包括相对治疗系统的治疗轴对准眼睛。通过将激光束沿治疗轴方向引导到眼睛的角膜上，来改变眼睛的屈光特性。通过视觉光学系统将一图像投影到对准角膜的视网膜上。来自视网膜的被投影的图像通过视觉光学系统成像，并且至少部分地根据成像步骤控制激光束。

最好，在由成像步骤限定的分析图像的基础上确定视觉光学系统的光学成像质量。一般通过比较分析图像和参照图像，通常利用光学传递函数等，来确定成像质量。在一个示例中，确定了成像质量的改变率，从而能够表示出与投影图像第一次通过视觉光学系统投影在视网膜上，以及来自视网膜的图像第二次通过视觉光学系统到达成像系统有关的混合畸变。可以由处理器计算光学成像质量和/或其改变率，或者可以简单地由系统操作员进行监视。无论如何，这能够提供表示激光眼外科过程中实际的切除过程的进度的反馈。

参照说明书的其余部分和附图，显然可以进一步理解本发明的本质和优点。

附图简要说明

图 1 是根据本发明原理的激光眼外科系统的透视图。

图 2 是本发明的激光眼外科系统的简化的示意图。

图 3A 和 3B 为功能块图，示意性地表示通过角膜光学系统对图像进行投影和成像，以测量角膜质量的系统和方法。

图 4 表示本发明中所使用的参考图像。

图 5A - 5C 说明通过将参考图像通过眼睛的光学系统投影到视网膜上，并且通过将来自视网膜的投影图像通过视觉系统成像所形成的另一种参考图像和 / 或评定图像。

图 6A 和 6B 示意性地说明在使用图 1 的系统对眼睛进行治疗的过程中，对图像质量和 / 或图像质量的改变率的监控如何提供反馈。

图 7 表示本发明示例的更加详细的图。

图 8 说明根据本发明原理的光学反馈系统，其中投影系统使用也用于提供患者观看的可动的凝视目标的部件，有助于保持眼睛与治疗系统之间的对准。

图 9 示意性地说明根据本发明原理的角膜组织的增量去除。

具体实施例的说明

本发明提供系统和方法，能够在视力矫正外科手术之前、过程中或之后提供眼睛屈光误差的测量。本发明对于提高激光眼外科过程的精度和效果尤为有用，激光眼外科过程如光折射角膜切开术 (PRK)，光治疗角膜切开术 (PTK)，激光原地角膜术 (keratomileusis LASIK) 等。最好，本发明能够提供眼睛内光学系统的改善的实时测量，并在视力矫正过程中为外科医生提供反馈。因而，虽然在激光眼外科系统的意义上描述了该系统，不过应该理解，该系统可以适用于其它的眼睛治疗操作系统，如径向角膜切开术，角膜环移植等。

本发明的系统可以很容易地适用于现有的激光系统，部分原因是，系统的部件可以通过将来自激光束输送装置的光能引导到眼睛的分束器而起作用。通过提供有关眼睛光学系统的实际矫正的提供反馈和图形信息，系统操作者能够继续视力矫正外科手术，直至眼睛处于或接近由反馈装置表示出的其成像性质的极值。本发明还允许外科医生在外科手术过程中对进度进行评价，并且一般不需要终止外科手术和 / 或改变眼睛与治疗系统的对准，以便进行评价。因此，本光学反馈系统的使用便于角膜的再次雕刻，从而眼睛优于所希望的常规的 20 / 20

视力阈值。

现在参见图 1，本发明的激光眼外科系统 10 包括激光器 12，产生激光束 14。激光器 12 光耦合至激光输送光学系统 16，而激光输送光学系统将激光束 14 引导到患者 P 的眼睛。输送光学系统支撑结构（为了清楚起见，此处未示出）从支撑激光器 12 的框架 18 延伸。显微镜 20 安装在输送光学系统支撑结构上，通过使用显微镜对眼睛 E 的角膜进行成像。或者，如下面详细描述的，可使用显微镜 20 的至少部分光学部件对眼睛的视网膜进行成像。

激光器 12 一般包括一准分子激光器，理想情况下包括氩—氟激光器，产生大约 193nm 波长的激光脉冲。最好将激光器 12 设计成提供在患者眼睛处稳定影响的、经由输送光学系统 16 输送的反馈。本发明还可以使用其它的紫外或红外辐射光源，尤其是那些适于可控地切除角膜组织，而不导致对附近和 / 或眼睛下面的组织严重损伤的光源。这种光源包括但不限于，固态激光器和可在大约 185 至 205nm 之间紫外波长中产生能量的其它装置，和 / 或那些利用倍频技术的装置，因此，虽然准分子激光器是示例性的切除光束源，在本发明中可以使用其它激光器。

激光器 12 和输送光学系统 16，一般在计算机 22 的指导下将激光束 14 引导到患者 P 的眼睛。计算机 22 通常有选择地调节激光束 14，将部分角膜暴露于激光能量脉冲，以便产生角膜的预先确定的雕刻，改变眼睛的屈光特性。在多个实施例中，激光器 14 和激光输送光学系统 16 均在处理器 22 的计算机控制之下，实现所需的激光雕刻过程，理想情况下，处理器根据来自光学反馈系统的输入改变切除过程，下面对光学反馈系统进行描述。最好，从自动图像分析系统将反馈输入处理器 22，或者可以由系统操作者根据对光学反馈系统所提供的分析图像的视觉观察，使用输入装置人工地将反馈输入处理器。处理器 22 通常根据反馈，继续和 / 或终止雕刻治疗，或者可以至少部分地在反馈的基础上，修改所计划的雕刻。

可以使用多种可选择的机制调节激光束 14，产生所需的雕刻。可

以通过使用一个或多个可变光阑而有选择地限制激光束 14。在美国专利 No.5,713,892 中描述了一种具有可变光圈和可变宽度狭缝的示例性可变光阑系统，该专利的全部公开在此引作参考。如美国专利 No.5,683,379 所述，通过改变激光光斑的尺寸和距离眼睛轴线的偏移，还可以改变激光束，在共同待审的美国专利申请号 08/968,380（申请日为 1997 年 11 月 12 日）和 09/274,999（申请日为 1999 年 3 月 22 日）中也对此进行了描述，其全部公开在此引作参考。

如例如美国专利 No.4,665,913（其全部公开在此引作参考）所描述的，还可能有其它的选择，包括在眼睛的表面上扫描激光束，并控制每个位置处的脉冲数量和 / 或停留时间；如美国专利申请 No.08/468,898（申请日为 1995 年 6 月 6 日，其全部内容在此引作参考）中所描述的，在进行切除的激光束 14 光路中使用掩模，改变入射在角膜上的光束分布；混合分布扫描系统，其中在角膜上扫描可变尺寸的光束（一般由可变宽度狭缝和 / 或可变直径的光阑来控制）；等等。在专利文献中详细描述了用于这些激光图案定制技术的计算机程序和控制方法。

如本领域技术人员所理解的，激光器系统 10 可以包括附加的部件和子系统。例如可能包括空间和 / 或时间积分器，以控制激光束内的能量分布，如美国专利 No.5,646,791 中所述，其公开在此引作参考。切除流出物的排出器 / 过滤器，和激光外科系统的其它辅助部件，对于本发明的理解是不必要的，不必为了本发明的理解而进行详细描述。

如上面所提到的，激光器系统 10 一般包括计算机或可编程处理器 22。处理器 22 可以包括（或与之连接）传统的 PC 系统，PC 系统包括诸如键盘，显示监视器等的标准用户界面装置。处理器 22 通常包括诸如磁盘或光盘装置，互联网连接等的输入装置。这些输入装置，一般采用本发明的任何方法，用来从有形存储介质 29 下载计算机可执行的代码。有形存储介质 29 可以采用软盘，光盘，数据磁带等形式，处理器 22 将包括存储条和现代计算机系统的其它标准部件，用来存储和执行该代码。

现在参见图 2，激光外科系统 10 的简化示意图表示出光学反馈系统 30 中所使用的光学部件。激光器 12 一般通过切除构图装置 (patterning means) 17 将激光束 14 对准激光输送光学系统 16 的分束器 100 处。如上所述，切除构图装置 17 可以包括扫描机构（如偏置透镜，反射镜，棱镜等），可变成型机构（如可变直径光阑，可变宽度狭缝，变焦透镜系统，可选择的掩模等）和 / 或能量修整机构（如可融化的掩模或凝胶，衍射光学系统等）。分束器 100 改变光束 14 的方向和其朝向眼睛 E 的切除能量的图案，以重新修整角膜 C。通常在去除或置换角膜的上皮层和 / 或包括上皮组织，Bowman 粘膜和基质组织（如在专利文献中详细描述的）的片状物，或者可能通过上皮层和 Bowman 粘膜与基质内的系统聚焦。为了提供有关对于眼睛进行的激光切除过程的效果的反馈，系统 10 通常包括投影光学系统 102 和成像光学系统 105，将投影光学系统 102 和成像光学系统 105 设计成在眼睛 E 的视网膜 R 上进行投影，从眼睛 E 视网膜 R 表面成像。如从图 2 所看出的，不只一个系统可以使用投影系统 102，成像系统 105 和激光输送系统 106 的至少部分部件。

除了角膜 C 以外，眼睛 E 包括影响眼睛总光学性能的若干其它部件，包括晶状体，虹膜，前腔和后腔等。此处通常将包括角膜 C 在内的眼睛的这些和其它光学部件称为视觉光学系统 S。为了对角膜 C 的实际雕刻结果提供反馈，更有利的是对整个视觉光学系统 S 的光学特性的改变提供反馈，光学反馈系统 30 将图像 I_R 投影与成像在眼睛 E 的视网膜 R 上。

如参考图 2 和 3A 所理解的，使用目标物体 104（限定参考图像 I）将图像 I 投影到眼睛 E 的视网膜上，形成视网膜图像 I_R。物体 104 可能是自照明的，或者具有诸如发光二极管，激光二极管或灯泡的能量源 106，将载有参考图像 I 的光线 108 从物体 104 朝向眼睛 E 引导。可以使用分束器 100 将能量光束朝向眼睛 E 引导。还可以使用诸如(但不限于)红外能量的可见光谱以外的能量，对参考图像 I_R 进行投影。

视网膜图像 I_R 的成像质量随着所投影的参考图像 I 沿其传播的总

光学系统的质量而改变，总光学系统包括图像投影系统 102 和眼睛 E 的视觉成像系统 S 的光学部件。如参考图 4-5C 所理解的，物体 104 可以呈现为多种结构，如反射式或透明的平面体，物体一般将参考图像限定为格栅，正弦波光栅组，尺寸改变的对比条阵列，西门子星板等。

如参照图 2 和 3B 所理解的，视网膜图像分析器 120（任选可通过另一个分束器 112）对投影到眼睛 E 中的视网膜图像 I_R 进行成像，以限定一分析图像 I_E （参见图 5B）。在来自视网膜的评定图像 I_E 的基础上，可以使用图像分析器 120 来确定视觉系统的当前状态。

图像分析器 120 一般包括诸如电荷耦合器件（CCD）的图像获取装置 270，将评定图像转换成数字图像信号 271，使得可以由图像处理器 272 来分析图像信息。图像处理器 272 一般包括硬件，软件和 / 或固件，将其设置成根据图像信号 271 来计算评定图像 I_E 的光学特性。图像处理器 272 一般确定光学质量，可通过测量在评定图像 I_E 中精确再现的最小特征或空间频率来确定光学质量。还可以提供更加复杂的分析。可以将图像处理器 272 描述为一个光学传递函数计算装置，调制传递函数计算装置等，这取决于在系统中使用何种质量测量。

有利的是，图像分析器 120 可以在激光外科手术过程之前、过程中和 / 或之后提供有关视力矫正过程的实时和 / 或间歇的信息，因为投影光学系统 102 和成像光学系统 105 不干扰激光器 12 的操作和 / 或准直。或者，由于物体 104 和反馈装置 120 在光路中均处于分束器 100 的上部，在进行切除和 / 或脉冲或局部治疗之间（以改善信噪比特性）时，可以在雕刻过程中提供反馈。分束器 100 最好为紫外分束器，不影响来自物体 104 的可见光线和 / 或红外能量。

虽然视网膜图像分析器 120 可以基于多种不同的原理进行工作，但分析器 120 的优选实施例使用光学传递函数（OTF）来确定角膜光学系统 S 所提供的成像质量。光学传递函数是光学系统能够何等程度地传输或传递图像的通用度量。

一般来说，如箭头 142 所示，来自物体 104、通过光学系统 140

的光能将产生物体的图像。在一个优选的光学系统中，在通过光学系统 140 之后，将完美地再次产生物体 104 的图像。不过，在实际的系统中，光学系统 140 任何部件的像差可导致畸变和衍射，产生不完美的图像传递。对光学系统实际产生的图像的分析（在我们的例子中为 I_R ），允许对光学系统的质量进行精确地测量。更具体地说，通过分析视网膜图像 I_R ，尤其是通过比较视网膜图像 I_R 与参考图像 I ，可以确定光学系统 140 的光学传递函数。由于可以方便地确定系统 10 光路 130 的光学特性，故允许对视觉光学系统的光学质量进行计算。光学传递函数是光学成像质量的尤为有用的测量，应该理解可以计算多种已知的其它光学质量测量。

光学反馈系统 30 一般不能直接从视网膜图像 I_R 得出光学传递函数（或任何其它可选择的成像质量测量），而是通过将来自视网膜的视网膜图像 I_R 成像在图像获取装置 270 上，使图像再次通过视觉光学系统来测量视觉光学系统的成像质量。因此，由两次通过角膜 C 和视觉光学系统的其它部件的参考图像 I 限定最终的评定图像 I_E 。

理论上，光学传递函数可被定义为：

$$OTF = MTF \cdot PTF$$

换句话说，光学传递函数是调制传递函数（MTF）与相位传递函数（PTF）的乘积。调制传递函数描述了光学系统 140 将来自物体 104 的对比度或调制传递给图像 I 的方法，是空间频率的函数。与幅值和强度有关。调制传递函数被定义为：

$$MTF = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}$$

其中 I_{\max} 和 I_{\min} 分别为物体中亮度或图像照明的最大和最小值。物体 104 一般将图像 I 限定为具有根据已知图案改变的空间间隔或频率的线的图案。图 4, 5A 和 5C 表示出多种这类图案。一般使用方波光栅，因为它们易于制造，不过方波光栅的使用通常涉及更多的数据处理，以抽取出 MTF 中所使用的正弦成分。或者，可以仅使用调制传递函数作为成像质量的测量。

在一个优选的光学系统中，调制传递函数接近于 1。调制传递函

数也称为正弦波响应和对比度传递函数，测量光学系统将来自物体的不同细节再现或传递给图像的能力，如图像中的对比度（调制）所示。如人们可预计的，细节越精细，分辨细节所需的对比度越高。

光学传递函数的第二个成分为相位传递函数（PTF）。与图像畸变或相位有关，在计算光学系统的光学质量时可以忽略不计。如果使用，相位传递函数可被定义为：

$$PTF = e^{i(\delta' - \delta)}$$

δ 和 δ' 分别为参考图像和评定图像的相位。

有利的是，可以由通过光学系统的成像光栅来直接地确定光学传递函数和 / 或光学系统的调制传递函数。测量物体或参考图像 I 与评定图像 I_E 的对比度，它们的比值限定了对于光栅的空间频率的调制传递函数。类似地，可以通过确定光学系统的分辨率而测量成像质量，如通过测量图像中可被探测或区别的最小的细节。一般通过对分辨率图或图像进行成像来进行，如图 4 所示的条形目标分辨率图，图 5C 中所示的西门子星板等。这些测量可以解释色差，离轴距离，参考图像的取向等的影响。

可以使用另外的光学成像质量测量计算方法，如确定对比度阈值函数等。这些和其它标准光学成像质量测量是已知的，并且例如，George Smith 等人在“眼睛与视觉光学仪器”，剑桥大学出版社(1997)，pp.662 – 691，F.W.Campbell 等人在“人眼的光学质量”，J.Physiol.，186(1996 年 10 月)，pp.558 – 578；“光子学词典”，pp.D-22, 92, 102 和 123(1997)；以及 William D.Stanley 等人在“数字信号处理”，第二版，(1984) pp.120-124 对其进行了描述；其全部公开在此引作参考。

现在参考图 2, 5A 和 5B，表明被光源 106 照明的物体 104 具有正方形光栅图案 (a square grading pattern) 200。来自物体 104 的能量束通过激光器系统中的多个光学系统 130 朝眼睛 E 传播，如箭头 204 所示。分束器 112 将眼睛 E 的视网膜上所产生的视网膜图像 I_R 朝向成像分析器 120 反射。由于眼睛的光学系统不是完美的光学系统，图像

通过视觉光学系统 S 的传输将不能精确再现参考物体，而将导致分辨率的某些损失和图像的一些畸变。因此，所成像的评定图像 I_E 表示出对比度的一些损失，其中存在相邻元素的模糊。应该由光学传递函数、调制传递函数等的值来表示这种改变。光学传递函数测得的对比度的降低和相位的改变表明，该光学系统包含像差和其它缺陷，例如可能由远小于 1.0 的 OTF 值表示该光学系统包含像差和其它缺陷。

图 5B 的示意性评定图像 I_E 也表现出正方形光栅图案的畸变，而初始的正方形光栅图案 200 现在有沙漏形状。在测量光学系统 140 的质量时，光学传递函数可以将其考虑在内。另外，通过分析评定图像并比较评定图像与初始的参考图像，可以得出光学系统 140（从而视觉光学系统 S）的光学误差。

使用最初为了探测、测量和补偿大气污染而开发的诸如快速付里叶变换、滤波技术和已知的光学变换图像调制技术的标准后图像处理技术，图像处理器 272 可任选包括计算机图像修复和分析处理器，其计算视觉光学系统的球面、柱面和 / 或其它畸变。现在使用该处理器中所使用的适当的算法，来校正观看远距离星体或行星的地面上望远镜的大气畸变。通过比较评定图像 I_E 与参考图像 I ，可以使用这些计算工具来计算视觉光学系统的光学误差。再次提出，这种系统应该考虑到参考图像第一次通过视觉系统前往视网膜，以及第二次通过角膜、晶状体和眼睛的其它视觉部件前往 CCD。用于补偿所测得像差的角膜雕刻的计算是相当直接的，有选择地向激光器治疗系统提供反馈，导致校正的切除图案。用于这种后图像处理技术的软件包是可以购得的，如来自 Boulder,, Colorado 的 Research System Inc. 的 Interactive Data Language (tm) 软件。

简单的反馈控制系统，可以在预先确定的切除图案中跟踪视觉光学系统的光学质量的进展，如参考图 6A 和 6B 所理解的。通过相对治疗时间、治疗能量、局部治疗扫描的数量作出光学传递函数或其它图像质量测量的曲线图，可以使用该曲线表示出该光学系统何时达到其最大改进值。

如图 6A 所示，对斜率或图像质量改变率的计算，允许操作员和 / 或系统在大速率 240 处继续进行治疗以改善视力，且当成像质量的改变率等于或接近于 0，理想情况下在某个预定速率 242 以下时，停止治疗。对成像质量的改变率的监控，允许系统依赖于任选的图像质量测量大小，也简化了对两次通过视觉光学系统的补偿，因为视觉光学系统中大的改变率将与评定图像较大的总图像质量改变率有关。类似地，当评定图像的图像质量的改变率处于或接近于 0 时，表明继续治疗不再显著地改善视觉光学系统，在发生来自过渡治疗的视觉敏锐度的任何变坏之前终止治疗。

可以很容易地将图 6A 的基于速率的反馈技术结合到已知的激光眼外科系统中。现在参照图 1 和 7，可以使用显微镜 20 的部分或所有光学部件（如物镜 21）对眼睛 E 的视网膜进行成像（并且所投影的视网膜图像 I_R 来自于投影光学系统 102），一般通过提供显微镜体或者显微镜目镜的足够的位移来增大显微镜工作距离等。在一些实施例中，图像分析器可以简单地安装在通常用作辅助显示系统的显微镜的摄像机垫板上。

一般，视网膜图像反馈装置可以使用电荷耦合器件（CCD）图像获取装置 270，探测来自眼睛 E 内部的视网膜图像，理想情况下，CCD 具有一高分辨率 CCD 摄像机，如可以从 Eastman Kodak 公司购得的 Megaplus (tm) 型。示例性的 CCD 具有大约 6 百万像素或更大的分辨率。

来自图像获取装置 270 的数据被传输，并被图像处理器 272 处理，而图像处理器可以任选地结合到处理器 22 中，且由处理器 22 控制切除激光能量图案向眼睛的输送（参见图 1）。或者，图像处理器可以包括专用的处理板，或者可以采用多种分布式数据处理技术。在某些实施例中，系统操作员通过显微镜 20 观看图像，可以人工地评定图像，通过驱动脚踏板、触摸屏、鼠标、语音输入装置或任何其它输入装置而终止过程。无论如何，将使用来自成像光学系统 104 的评定图像确定成像系统的质量，如通过确定评定图像中保持清晰的图 4 中平行条

参考图像的最小的分开的空间频率，或者通过任何其它已知的图像质量计算技术来确定成像系统的质量。这种评价一般使用关于参考图像的信息，任选地将评定图像 I_E 与参考图像进行比较来计算质量，如线路 263 示意性地所示。

由于在治疗过程中或治疗之间可以重复测量成像质量而不过量地延迟治疗过程，故可以如图 6A 和 6B 所示计算出具有所需治疗单元的所测得的成像质量的改变。当治疗单元所产生的成像质量的改善小于额定值时，可以通过反馈光路 273 将反馈信号发送给激光器 12、激光输送光学系统 16、和 / 或激光控制器 22 来终止切除。如参照图 6B 所理解的，例如一系列局部治疗过程中的不完全或不均匀的激光扫描期间，适当的测量抽样时间的选择可能有助于补偿图像质量的瞬变。无论如何，通过测量视觉成像系统的实际成像质量的改变率，操作员能够继续和在最大光学成像质量处停止，从而降低随后的或修正治疗的可能性。

光学反馈系统 30 的其它部件可以结合在已知激光眼外科装置的现有的系统中。例如，如图 7 和 8 所示，在共同待审的美国专利申请 No.09/105,690（申请日为 1998 年 6 月 26 日，代理人卷号 No.18158-010700US，其全部公开在此引作参考）中进行了更加详细的描述，为了使患者在激光治疗过程中进行观看以便保持眼睛 E 与激光输送系统的治疗轴之间的对准，提供观看目标系统 238 一般是有利的。由于眼睛的光学特性在治疗过程中将改变，所以目标系统 238 可以包括一个或多个可移动透镜 240，以补偿眼睛的屈光误差，从而使凝视目标 242 出现在患者的焦点处。至少可以使用目标系统 238 的部分部件来将参考图像投影到视网膜上，作为投影系统 102。由于可以确定正确补偿已知的屈光误差的可移动透镜 240 的位置，故通过将透镜移动到该位置来提供最好的视网膜图像质量，可以精确地测量眼睛的屈光误差。

图 7 表示示例性的活动患者凝视光学系统，允许患者在外科手术过程中保持稳定的眼睛位置。患者凝视光学系统使用发光二极管

(LED) 作为患者观看的目标 242。通过可移动透镜 240 的协调运动，即使在外科手术过程中眼睛的光学特性改变，活体凝视系统也将 LED 保持在患者焦点处。通过将 LED 保持在焦点处，患者能够更加留意地将其焦点保持在 LED 处，从而减小随意的眼睛运动。活动的患者凝视光学系统 238 使用分束器 252，将 LED 投影到物体 104 前面。在使用凝视光学系统 238 的情形中，需要来自光源 106 的红外能量照射目标 104。用这种方法，患者将只能看到 LED，不会受到来自光源或物体 104 的可见光的干扰。在某些实施例中，可以将单一光源和 / 或图像用作凝视和参考图像的校射物。

随着激光有选择地去除部分角膜，对于眼睛可能会暂时地切除出像差。为了减小像差对患者视力的任何有害的影响（可能暂时地限制患者聚焦在视觉凝视目标上的能力，如果切除过程在完成之前不得不永久地终止，可能会对眼睛视力造成可矫正的损害），折射治疗可以分成一系列治疗，逐渐地改善眼睛的屈光缺陷。即使一个紧接着一个地执行这些子治疗过程，该将治疗分成一系列更小的矫正的方法将使切除过程中所产生的像差最小。图 9 中示意性地说明了本发明的这个方面，290a，290b 和 290c 表示角膜形状的逐渐改变。

如图 9 所示，通常去除上皮 T 以到达角膜。可以通过手工剖除或擦除上皮，或者可以简单地切开角膜，以限定一个片状物，在下面基质的切除过程中将该片状物靠边折叠起。

所暴露的基质表面并不提供理想光学表面，以致于在雕刻过程中视觉光学系统的总成像质量可能不接近于理想值。然而，由于所去除的上皮或片状物将降低光学质量，在过程中可能不会显著地将雕刻变成最大质量和 / 或质量的改变率，使得在角膜光学系统中没有上皮或片状物时，获得最大光学性能的治疗量与获得最大治愈光学性能所需的治疗量之间没有明显的区别。即使没有上皮的光学系统的光学误差与治愈的光学误差显著不同，可以使用本发明的系统来测量眼睛的实际总光学特性改变，例如通过使用可移动透镜 240 反复地再次聚焦视网膜图像，并且通过测量过程中可移动透镜总的移动。当透镜运动表

明已经达到了所需的雕刻量时，可以终止该过程。

如图 9 中示意性所示，可以用一系列 2 屈光度矫正治疗来矫正具有 -10 屈光度球面屈光误差的患者。成像系统开始时将目标投影到相当于 -10.0D 位置的间隔距离，即对于近视，在患者前面 0.1 米的间隔距离 293 处。第一个激光脉冲系列 14a 有选择地去除基质 S 的第一部分 290a，从而产生对患者近视的 2 屈光度矫正。此时，能将目标投影到接近于 -8.0D 近视的另一间隔距离 295，为患者眼睛平面之前 0.125 米。

现在参考图 7, 8 和 9，通常可以通过移动透镜 240 来改变眼睛 E 与评定图像 I_E 和 / 或凝视目标图像之间的目标间隔。任选，可由图像分析器 120 控制和 / 或自动检测透镜 240 的位置。在某些实施例中，系统操作员可以手工地移动透镜以对评定图像 I_E 进行聚焦，同时通过显微镜 20 观看评定图像。

一般至少在眼睛 E 的局部治疗之后，或者根据聚焦的评定图像确定视觉光学系统 S 的光学特性。光学特性一般包括成像质量，可以由图像分析器 120，或者简单地由评定最小空间频率的系统操作员来测量成像质量，且通过显微镜 20 来识别最小空间频率。如上所述，还可以确定视觉系统的更详细的光学特性。在某些实施例中，可以使用固定在适合于完全矫正视力间隔距离处的投影系统 102 进行光学质量测量。一般根据测得的质量或其它光学特性沿反馈光路 273 发送反馈信号。

在我们的示例性 -10.0D 治疗过程中，光学特性应该表示第一次局部矫正之后球面误差的改善，从而激光器系统 10 发出另外一系列激光脉冲 14b 的图案，以便进一步减小近视。在该局部治疗之后，可以再次进行视觉光学系统 S 的光学特性的附加测量，如果如所计划的治疗继续有益于光学质量，可以进行进一步的局部治疗，局部治疗可以与光学质量测量交叉进行。当雕刻接近于完成时，可以施加较小的治疗增量（例如，1.0D 或更小）。当光学质量不再随治疗而改善时，即当光学质量的改变率处于或接近于 0.0 时，将根据反馈信号 273 停止

治疗。或者，还可以根据反馈信号来修改局部治疗，例如测得的光学特性如果表明，预计的 2.0D 局部治疗实际只导致视觉光学系统中 1.7D 的改变，则增大切除深度。

由于激光切除角膜，并改变眼睛的屈光结构，故在计算机的动态控制下可调节的光路改变了间隔距离，使得目标的图像如患者所看到的基本保持在焦点处。激光雕刻过程一般在 10.0 秒与 3.0 分之间完成，激光外科系统的输送光学系统一般也受计算机控制。可以在光切除过程中在实时的角膜外形测量的基础上对可调光路进行调节。或者，在雕刻过程中由计算机在每次计算的眼睛的中间结构时改变可调节光路。

为了清楚理解，已经通过实例详细描述了实施例，显然本领域普通技术人员可进行多种变型、改变和调节。例如，在反馈系统中，该系统还可以使用多个图像、颜色或图案。在投影系统中可以包括可移动的和 / 或可选择的透镜部件，以补偿和测量柱面（以及球面）误差和眼睛的改变。因此本发明的范围仅由所附权利要求限定。

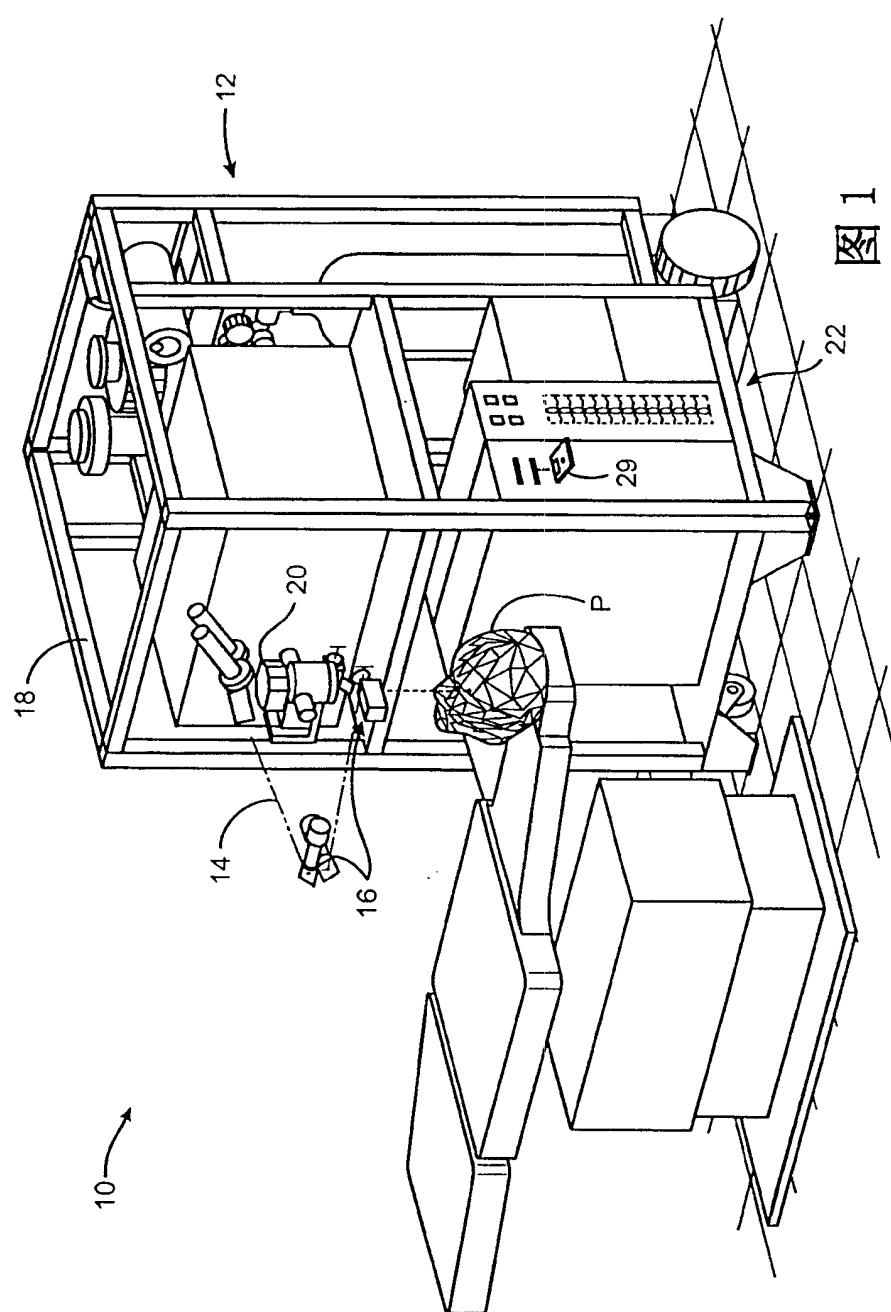


图 1

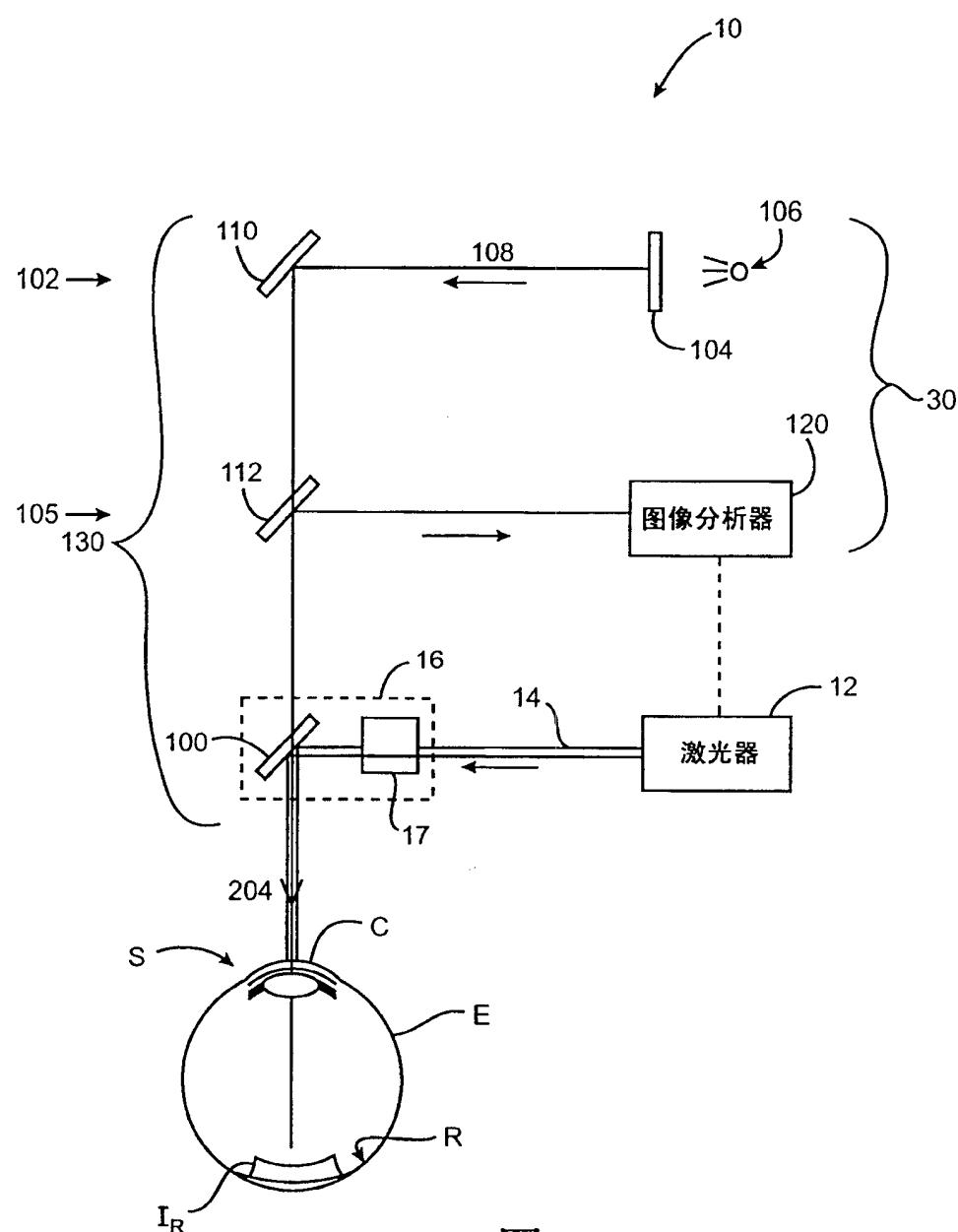


图 2

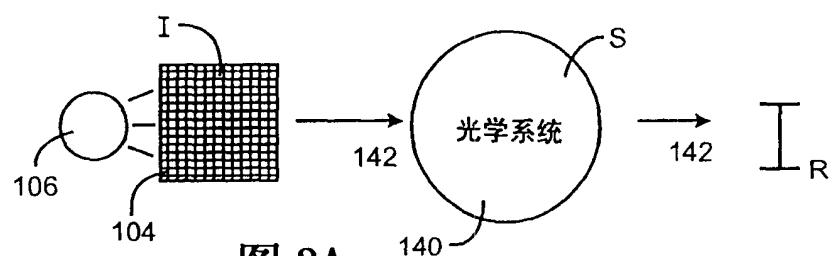


图 3A

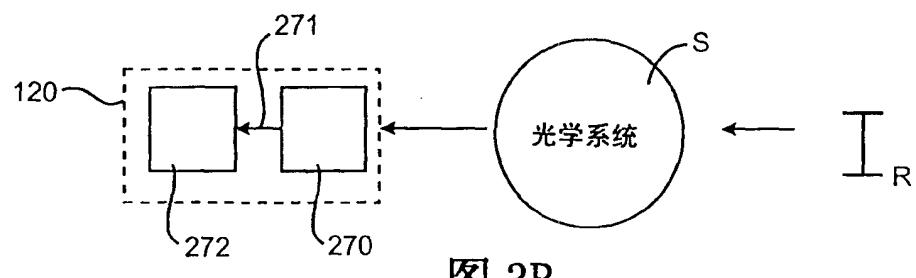


图 3B

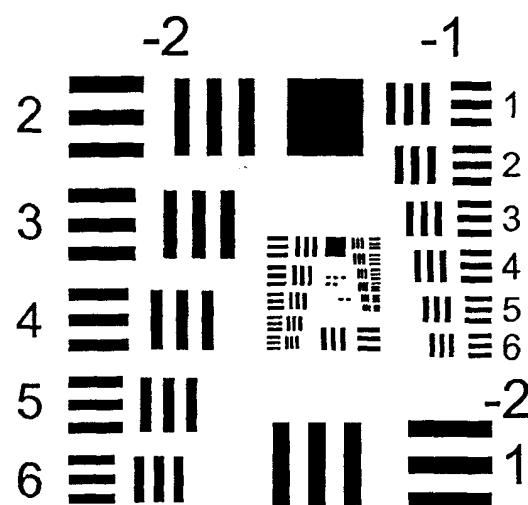


图 4

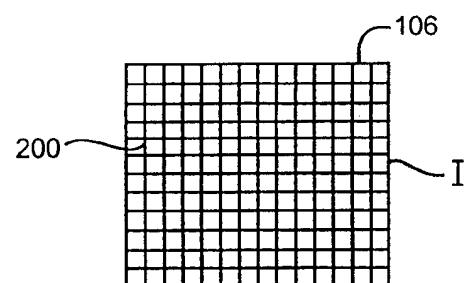


图 5A

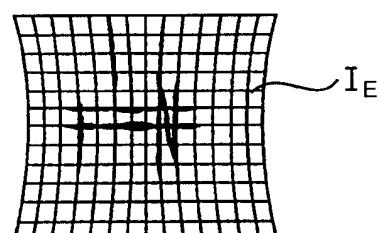


图 5B

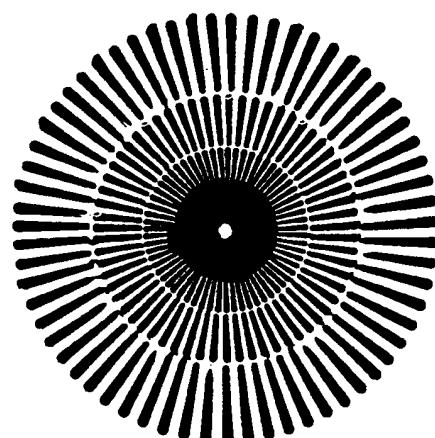
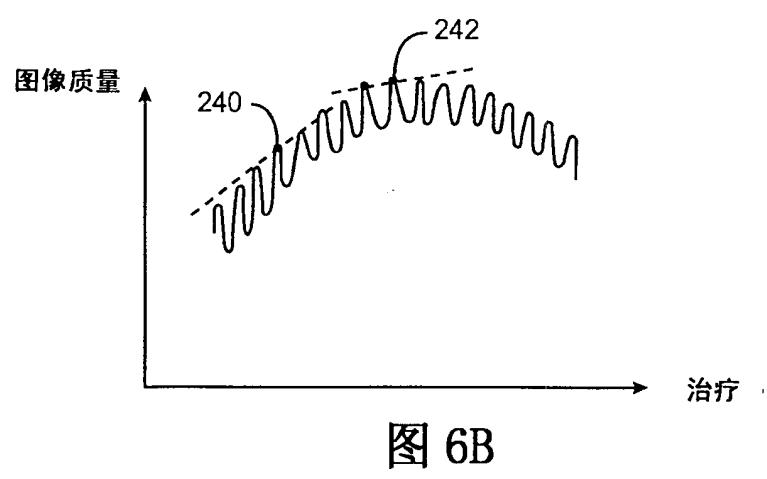
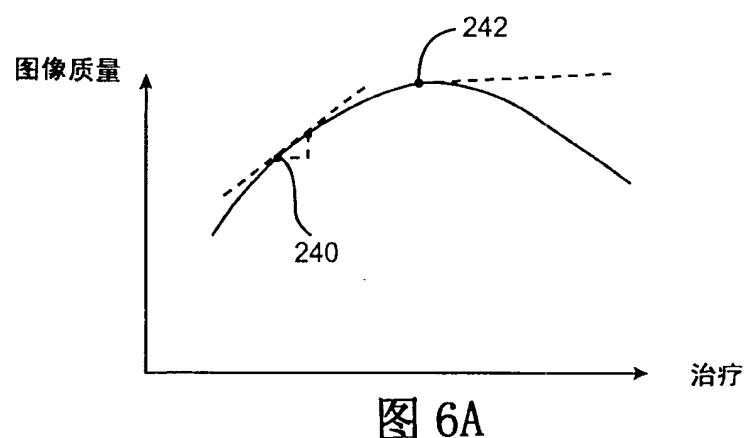


图 5C



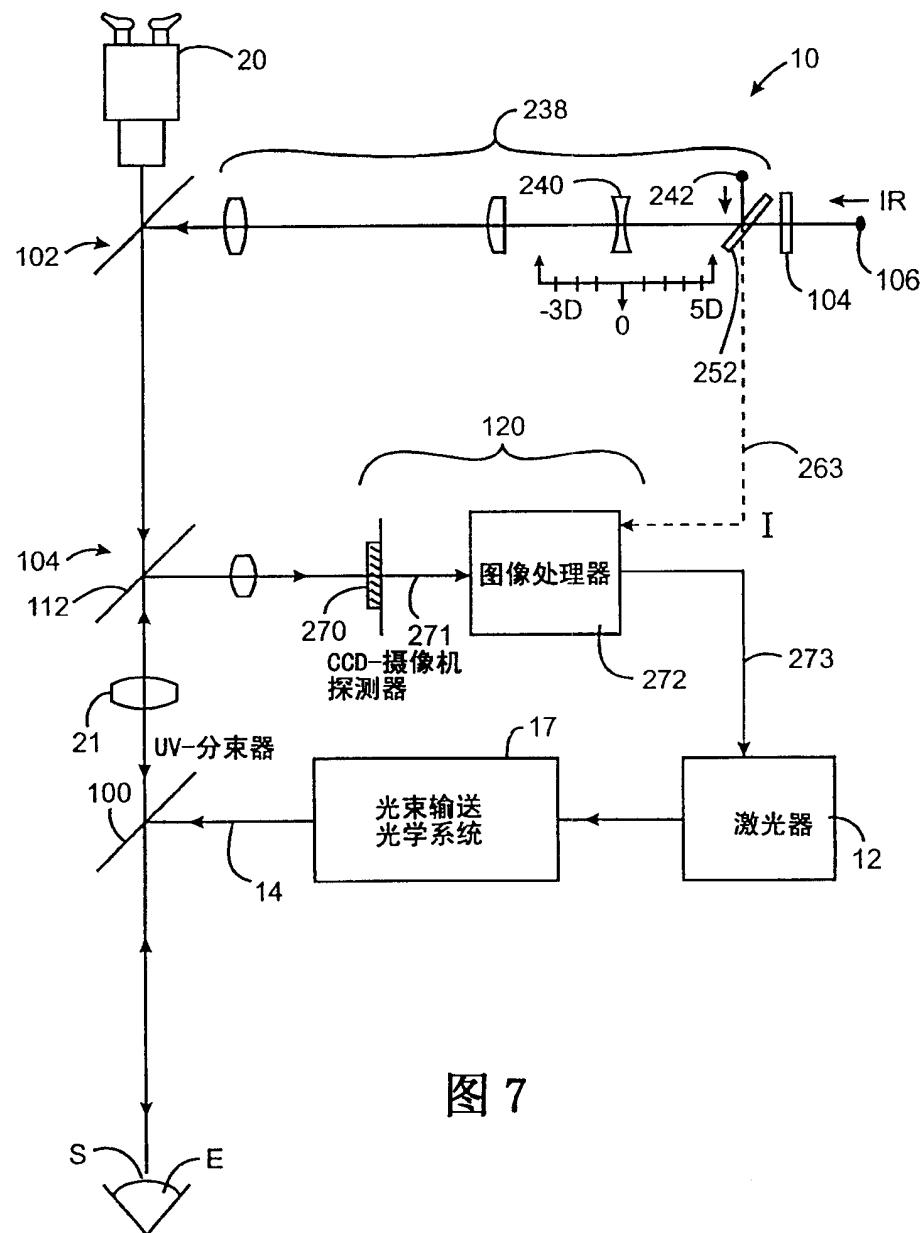


图 7

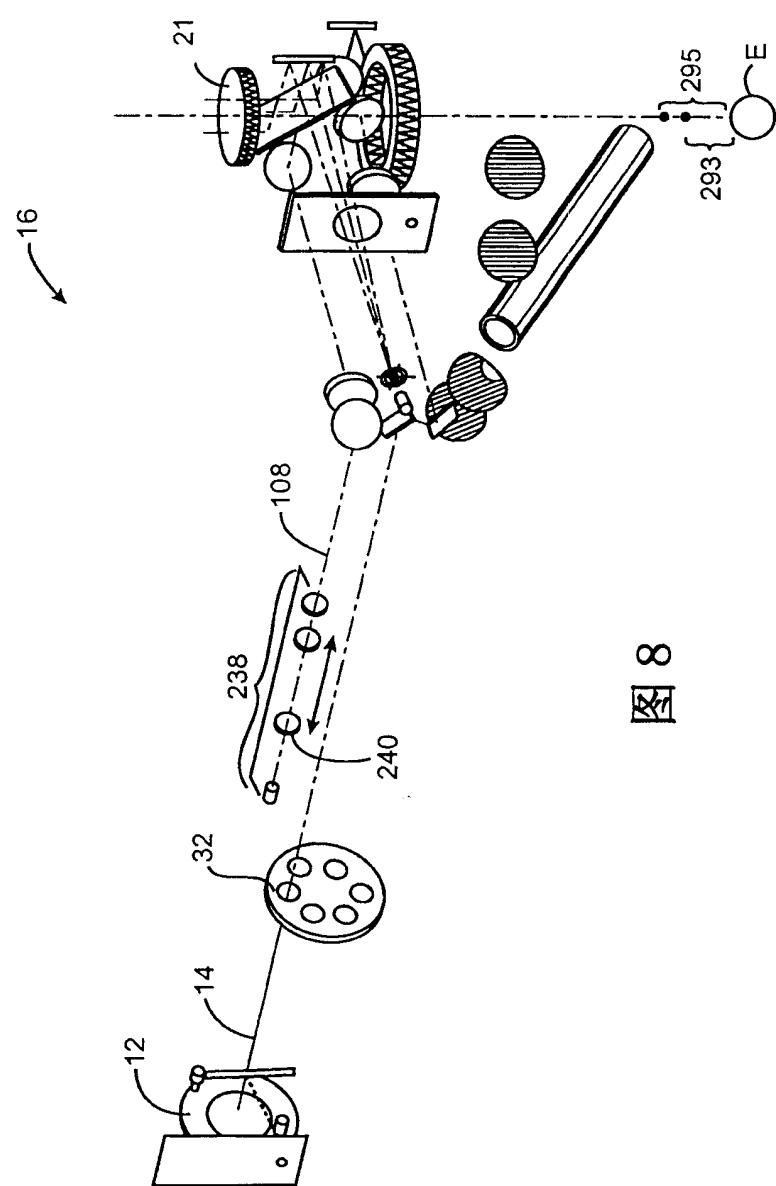


图 8

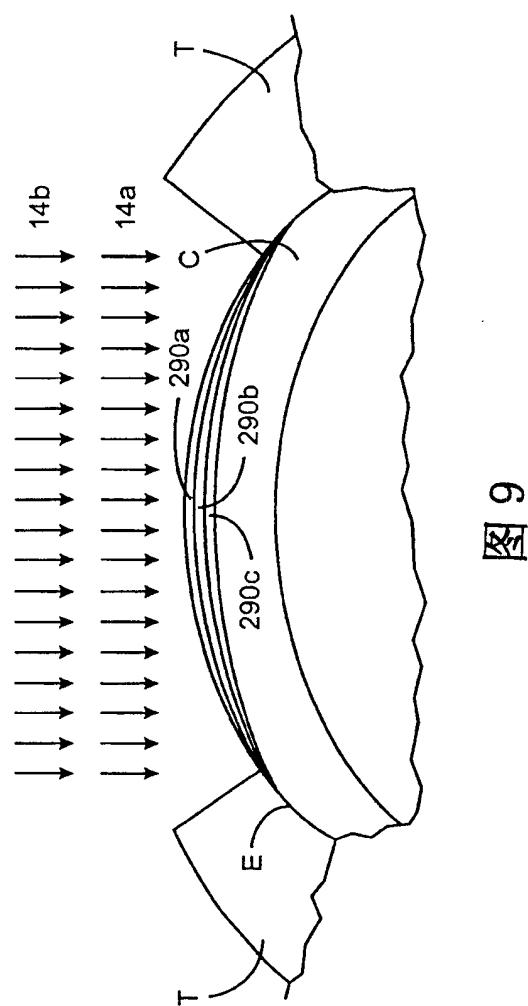


图 9