

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 3/12

A61B 3/15

G01J 9/00



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 00814577.6

[45] 授权公告日 2005 年 9 月 28 日

[11] 授权公告号 CN 1220466C

[22] 申请日 2000.10.20 [21] 申请号 00814577.6

[30] 优先权

[32] 1999.10.21 [33] US [31] 09/422,338

[86] 国际申请 PCT/US2000/029008 2000.10.20

[87] 国际公布 WO2001/028411 英 2001.4.26

[85] 进入国家阶段日期 2002.4.19

[71] 专利权人 罗切斯特大学

地址 美国纽约州

[72] 发明人 D·R·威廉姆斯 G·Y·永

审查员 王翠平

[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

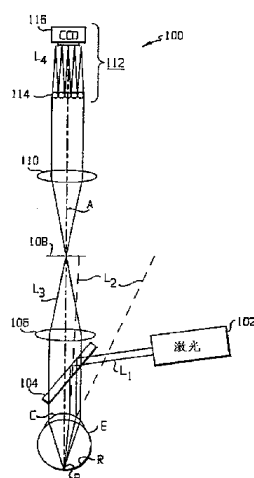
代理人 李华英

权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 3 页

[54] 发明名称 带有离轴照明的波前传感器

[57] 摘要

照射视网膜，接收由视网膜反射回的光线，并用 Hartman - Shack 检测器 (112) 或其他检测器测定像差，以测定眼睛的波前像差。照明光线 (102) 是作用于眼睛 (A) 的视轴的眼睛上。由角膜反射回的光线和由视网膜反射回的光线是按不同方向传播的。前一种光线用光阑 (108) 阻挡同时后一种光线通过光阑到检测器。



ISSN 1008-4274

1. 一种获得眼睛(E)的波前像差的方法, 该方法包括:

相对于眼睛(E)放置光源(102);

用光源(102)照明视网膜(R);

用检测器(112)接收经视网膜(R)反射回的光线(L₃); 和

用检测器(112)测定眼睛(E)的波前像差;

其特征在于相对于眼睛(E)放置光源(102), 使光源(102)发出的光线(L₂)经眼睛(E)的角膜(C)反射后沿着第一种光路传播, 经视网膜(R)反射回的光源(102)的光线(L₃)沿着第二种光路传播, 第二种光路与第一种光路在空间上是分离的。

2. 权利要求1的方法, 进一步特征在于包括提供一种能够使沿着第二种光路传播的光线(L₃)通过而阻挡沿着第一种光路传播的光线(L₂)的光阑(108)。

3. 权利要求1的方法, 进一步特征在于其中光源(102)是激光二极管。

4. 权利要求1的方法, 进一步特征在于

光源(102)发射光束(L₁); 和

所述的放置步骤包括放置光源(102), 使其光束(L₁)偏离眼睛(E)视轴(A)入射到眼睛(E)上。

5. 权利要求4的方法, 进一步特征在于其中将光源(102)放置在视轴(A)外足以使角膜(C)反射回的光线(L₂)和视网膜(R)反射回的光线(L₃)分开的距离。

6. 权利要求1的方法, 进一步特征在于检测器(112)是Hartmann-Shack检测器。

7. 权利要求1的方法, 进一步特征在于照明步骤包括用非偏振的光束分离器(104)使来自光源(102)的光线(L₁)直射到眼睛(E)中。

8. 一种获得眼睛(E)的波前像差的方法, 该方法包括:

相对于眼睛(E)放置光源(102); 和

用光源(102)照明视网膜(R);

用检测器(112)测定眼睛(E)的波前像差;

其特征相对于眼睛(E)放置光源(102),使经眼睛(E)的角膜(C)反射回的光源(102)的光线(L_2)沿着第一种光路传播,经视网膜(R)反射回的光源(102)的光线(L_3)沿着第二种光路传播,第二种光路与第一种光路在空间上是分离的,在照明步骤中包括用立方体形状的非偏振光束分离器将光源(102)的光线(L_1)直射到眼睛(E)中。

9. 权利要求 7 的方法,进一步特征在于非偏振光束分离器(104)是平板形状的光束分离器。

10. 一种照射眼睛(E)的视网膜(R)的系统(100),该系统(100)包括:

光源(102),相对于眼睛(E)放置;和

光学元件,能够接收经眼睛(E)的视网膜(R)反射回的光线(L_3);

其中光学元件包括检测器(112),放置来接收从视网膜(R)反射回的光线(L_3)以测定眼睛(E)的波前像差;

其特征相对于眼睛(E)放置光源(102),使经眼睛(E)的角膜(C)反射回的光源(102)的光线(L_2)沿着第一种光路传播,经视网膜(R)反射回的光源(102)的光线(L_3)沿着第二种光路传播,第二种光路与第一种光路在空间上是分离的。

11. 权利要求 10 的系统,进一步特征在于其中光学元件包括能够使沿着第二种光路传播的光线(L_3)通过而阻挡沿着第一种光路传播的光线(L_2)的光阑(108)。

12. 权利要求 10 的系统,进一步特征在于其中光源(102)是激光二极管。

13. 权利要求 10 的系统,进一步特征在于其中光源(102)发射光束(L_1)并且被放置在使其所发射的光束(L_1)偏离眼睛(E)的视轴(A)入射到眼睛(E)中。

14. 权利要求 13 的系统,进一步特征在于将光源(102)放置在视轴(A)外足以使角膜(C)反射回的光线(L_2)和视网膜(R)反射回的光线(L_3)

分开的距离。

15. 权利要求 10 的系统，进一步特征在于其中检测器 (112) 是 Hartmann-Shack 检测器。

16. 权利要求 10 的系统，进一步特征在于它包括使来自光源 (102) 的光线 (L_1) 直射到眼睛 (E) 中的非偏振的光束分离器 (104)。

17. 一种测定光学元件 (E) 的波前像差的方法，它包括：

相对于光学元件 (E) 放置光源 (102)；

用光源 (102) 照明光学元件 (E)；

用检测器 (112) 接收经光学元件 (E) 透射的和通过光学元件 (E) 反射回的光线 (L_3)；和

用检测器 (112) 测定波前像差；

其特征相对于光学元件 (E) 放置光源 (102)，使光源 (102) 发出的光线 (L_2) 经光学元件 (E) 的表面 (C) 反射后沿着第一种光路传播，经光学元件 (E) 透射的光源 (102) 和经光学元件 (E) 反射回的光线 (L_3) 沿着第二种光路传播，第二种光路与第一种光路在空间上是分离的。

18. 一种测定光学元件 (E) 波前像差的系统 (100)，该系统 (100) 包括：

光源 (102)，相对于光学元件 (E) 放置；和

检测器 (112)，能够接收经光学元件 (E) 透射回的和经光学元件 (E) 反射回的光线 (L_3) 并测定波前像差；

其特征相对于光学元件 (E) 放置光源 (102)，使经光学元件 (E) 表面 (C) 反射回的光源的光线 (L_2) 沿着第一种光路传播和经光学元件 (E) 透射的和经光学元件 (E) 反射回的光源 (102) 的光线 (L_3) 沿着第二种光路传播，第二种光路与第一种光路在空间上是分离的。

带有离轴照明的波前传感器

发明背景

本发明涉及一种波前传感器，如用于眼睛波前像差的传感器，更具体地说，是一种沿着眼睛视轴外的光路照射视网膜时能够避免角膜反射的传感器。本发明进一步涉及一种用这种离轴照明感测波前的方法。

在现有技术中都知道为了眼内手术和接触透镜的加工这类目的去测定人眼的波前像差。这种测定公开于例如 Liang 等“对 Hartmann-Shack 波前传感器用户的人眼波像差的客观评价”，《美国光学协会杂志》(*Journal of the Optical Society of America*)，第 11 卷，第 7 期，1994 年 7 月 7 日第 1-9 页。来自激光二极管或其他光源的光束直射进瞳孔并入射到视网膜上。由于视网膜的高度吸收，经视网膜反射并从瞳孔中出射回比初始光束暗约四个数量级的光束。一般，入射和出射光都走相同的光路；用光束分离器将入射光线引入相同光路中。

将出射光束作用到 Hartmann-Shack 检测器上来测定像差。这种检测器包括一排小透镜，它们能够将光线分解成一排光点并将这些光点聚焦在电荷耦合检测器或其他二维空间的光线检测器上。给每个光点定位，从而测定它离开无波前像差时所应占据位置的位移，并且这些光点的位移使波前重建，由此测定像差。

在 J. Liang 和 D.R. Williams, “正常人眼的像差和视网膜图像的质量”，《美国光学协会杂志》(*Journal of the Optical Society of America*)，第 4 卷，第 11 期，1997 年 11 月 11 日第 2873-2883 页和 Williams 等的美国专利 US 5,777,719 中教导了对 Liang 等的技术的改进。Williams 等教导了测定像差和使用像差的技术，用该技术为眼科手术和眼内和接触透镜的制作进行测试。而且，与 Liang 等 1994 年的文章中的技术所不同的是这些参考文献中的技术适合于自动化。

以上所描述的技术包括沿着眼睛视轴照明眼睛。结果，由视网膜反

射回的光线与干扰测定的杂散反射混合在一起。更具体地说，杂散反射在 Hartmann-Shack 传感器中所形成的一排亮点中显示为假性亮点。

在波前传感器中的这种杂散反射有多种来源。要特别注意的是来自视网膜和光束分离器之间的光学元件的反射。这类元件一般包括眼睛的光学结构和光束分离器和眼睛之间的一组透镜。来自表面而不是视网膜的背射比照明光束弱，但却比视网膜反射回的弱信号亮。

在眼睛的光学结构中，背射亮到足以形成问题的唯一表面是角膜的第一面（外面）。这种反射在能量上与来自视网膜的反射类似，所以对波前感测来说是相当有害的，尤其是如果检测器中的光点矩心是自动计算的。

Liang 与 Williams 和 Williams 等中所教导的除去角膜反射的一种公知方法是使用偏振光束分离器来除去来自光束分离器和视网膜之间各表面的反射光。因为这些表面保留了入射其上的光线的线性偏振，所以透镜反射和角膜反射都被消除。但是，也丢失了从视网膜上反射回的很多光线。只有视网膜反射回的消偏振光线是可以用于测定波前像差的，而这些光线仅占视网膜反射回的总光线的 30% 左右。而且，消偏振后的光线含有很多的空间干扰。还有另外的问题是经过眼睛的光学结构，主要是角膜的双折射进入光点阵列的强度是不均匀的。

除去来自光束分离器和眼睛之间的所有光学结构的反射并同时增加来自视网膜的信号的其他已知方法包括就在眼睛前方使用偏振的光束分离器，结合使用四分之一波长 ($\lambda/4$) 的平板。德国公布的专利申请 DE42 22 395A1 教导了这种技术。该技术可以使视网膜反射回的绝大部分光线都能到达检测器，由此提高了光点的质量，同时消除了由眼睛双折射所引起的光点亮度的差异。它还消除了来自透镜的背射。但是，不会除去角膜反射，所以就象没有偏振透镜一样麻烦。刚才描述的两种技术的其他问题是偏振光束分离器和 $\lambda/4$ 平板的成本。在价格敏感的经济环境中，理想的是减去这些成本。

EP 0691103 教导了一种用于离轴照明基底成像技术。

发明概述

按照前面所述，显然在本领域中需要这样一种波前传感器，其中角

膜反射不会在测定器上产生假性光点或者减弱视网膜反射回的光线的信号。更具体地说，需要通过不使用偏振透镜而消除角膜反射问题来精确地和节省成本地测定波前像差。

所以，本发明的目的是满足这些需求。

为了实现上述目的和其他目的，本发明涉及一种能够离轴照明眼睛的波前传感器。没有被角膜反射回的光线作用到视网膜上并且由视网膜反射回的光线通过透镜和角膜返回。因此，光线聚焦在不同于角膜反射所经的光路上。全部的视网膜反射可以被使用，并用简单、经济、非偏振的光片如光阑能够除去角膜反射。

用于照明眼睛的光束相当窄，例如直径在 1-1.5mm 左右，并在角膜的小区域中交错，这样进一步减少了角膜反射到检测器的回路上的可能性。另外，也能够增加聚焦在视网膜上的小光点的折射范围。一般，照明光束偏移眼睛视轴小于 1mm 就能够完全除去角膜反射。

照明光束优选在可能的距眼前最近的位置引入光路例如在眼睛的正前方放置光束分离器。这样，就避免了来自透镜的背射，因为在光束分离器和视网膜之间唯一的元件是角膜。

即使在眼睛的正前方放置了光束分离器，也可能使用相同元件调整照明光束的焦距和出射光束的焦距。这样做的一种方法是用安装在滑动装置上的反光镜提供折叠光路。反光镜放置在照明光束到达光束分离器前的照明光束的光路中和出射光束的光路中。这样，移动滑动装置可以将两束光线聚焦。

当需要适应不同患者的眼睛时，在垂直（或，更一般地说，非平行的）于它的出射方向的方向移动光源。

本发明可以用于包括眼睛的波前测定或包括照明视网膜的任何步骤。这类步骤包括，但不限定为，自动折射、接触透镜或眼内透镜的设计、屈光手术和适应性光学结构的视网膜成像。当想到本发明用于人眼的同时，也能够开发与兽医或与非眼有关的装置。

附图简述

参考附图详细阐述本发明的优选方案，其中：

图 1 是显示实施本发明的优选方案的基本光学概念的原理图。

图 2-4 是显示优选方案的波前传感器光学元件安置的原理图；和

图 5 和 6 分别是按照优选方案和现有技术所得到的试验结果。

优选方案的详细描述

图 1 显示了用来照明患者眼睛 E 的视网膜的基本系统 100 的概况，用于解释优选方案中所涉及的光学原理。激光光源 102 如激光二极管向光束分离器 104 发射光束 L_1 ，光束分离器可以是平行的板状光束分离器、厚板光束分离器、棱柱光束分离器、半镀银镜或其他适当的光束分离器。光束分离器 104 优选是 90% 透射而反射 10%，尽管需要时能够用其他比率。放置激光光源 102 和光束分离器 104，使光线 L_1 偏离眼睛 E 的视轴 A 撞击到眼睛 E 上。这样，从眼睛 E 的角膜 C 反射回的光束 L_2 是在视轴 A 外反射的。剩余的光线在眼睛 E 的视网膜 R 上形成了激光信标 B。因为眼睛 E 的光学结构，从眼睛 E 的视网膜 R 反射回的光束 L_3 从眼睛 E 中出射并通过光束分离器 104。然后光束 L_3 穿过透镜 106、光阑 108 和透镜 110 到 Hartmann-Shack 检测器 112，其中的光阑 108 使经视网膜反射回的光束 L_3 通过同时阻挡从角膜反射回的光束 L_2 。正如本领域所公知的，检测器 112 包括小透镜的阵列 114，在 CCD 上或其他适当的二维检测器 116 上聚集光束 L_3 作为一排光点 L_4 。

图 2-4 用刚刚参考图 1 所解释的光学原理显示了第二代系统 200。如上所示，图 2 显示了从上面观察的系统 200 的下层 202，而图 3 显示了从上面观察的系统 200 的上层 204，图 4 显示了从右侧所见的系统 200 的 202、204 两层。

如图 2 所示，在下层 202 中，将激光二极管 206 安装在水平位置的支架 208 上。这种位置的目的是在下文加以解释。从二极管 206 发射的光束沿着象 L_1 一般所指定的下层的光路穿过透镜 210 和 212。光束用角镜 214 反射并通过透镜 216 到将光束向上反射的透镜 218。

如图 3 所示，在上层 204 中，平行板状光束分离器 220 接收透镜 218 向上反射的光束并使光束沿着象 L_1 一般所指定的上层光路直射。光路 L_0 是以非常简化的方式显示的；图 1 的上述讨论将提供给本领域技术人员

理解真实光路所需的条件。光束以参考图 1 上述所解释的方式照明眼睛 E。由眼睛 E 的视网膜 R 所反射回的视网膜反射光束通过光束分离器 220 和透镜 222 返回。然后视网膜反射光束由角镜 224 反射，穿过透镜 226 到包括小透镜阵列 230 和 CCD 检测器 232 的 Hartmann-Shack 检测器 228。当然，光阑也可以放置在光路 L_0 的适当位置上，例如在透镜 222 的焦距上。根据设置，可用单一透镜取代反光镜 214 和 224。

入射光束的直径是适当数值例如 1.5mm。小直径增加了视网膜上的焦距长度，这样放松了把光线精确聚焦在患者上的要求。

小直径也保证了视网膜上的光点衍射的限制。入射光束应当不小于小透镜阵列的小透镜直径左右。否则，进入光束的衍射明显使 CCD 上的光点模糊。

进入的光束在瞳孔中从角膜极偏离该光束直径一半以上的距离，以分离角膜和视网膜反射，由此避免角膜反射的影响，优选偏移 1mm 左右。距离可以随着对象的不同而变化，并因为进入光束直径小，所以可以小于 1mm。距离可以用支架 208 改变，支架 208 能够稍微平移二极管 206 及其校准光学器件。平移二极管 206 及其校准光学器件高达 1mm 的能力是可以满足的。由角膜的反射光线可以被透镜 222 散射并校准，从而可用放置在透镜 222 焦距处的光阑或其他适当光学元件将其阻挡。

在眼睛 E 前可能的最近位置放置光束分离器 220 能够避免其他光学元件的背射。这样安排使得照明光束避免了其他光学元件，因为在光束分离器 220 和视网膜 R 之间的唯一物体就是角膜 C。

来自光束分离器的普通反射能够用旋转的光束分离器立方体或厚片状的光束分离器避免。不必要从眼睛位置的图像中减去没有眼睛位置的图像来除去分散光线，正如现有技术中经常所需要的那样。

如图 4 所示，将反光镜 214 和 224 连接到滑动机械装置 234 上，从而将反光镜 214 和 224 作为一个刚体移动能够改变系统 200 的光路长度。反光镜 214 和 224 可相互轴向移动。滑动机械装置 234 的移动 x 距离改变了各水平 202、204 光路长度 $2x$ 的距离和作为整体的系统 200 的光路长度 $4x$ 的距离。

滑动机械装置的其他优点是它同时使进入光束聚焦在视网膜上并且使用相同装置,使得出射光束聚焦在 CCD 阵列上,也就是说,滑动装置 234 支承着反光镜 214 和 224。由于反光镜 214 在光束到达光束分离器 220 前的照明光束的光路上而反光镜 224 在出射光束的光路上,滑动装置 234 的移动会改变两种光束的光路长度,由此调节两种光束的焦距。滑动装置 234 就这样提供着经济和方便。

在系统 200 中能够提供双滑动装置。例如,另一个反光镜(没有显示)可以安装在反光镜 214 和 224 的对面,使光束有另外一种穿过系统的通路。带有这样的安排中,滑动装置 234 移动 x 距离会改变总光路长度 $8x$ 距离。

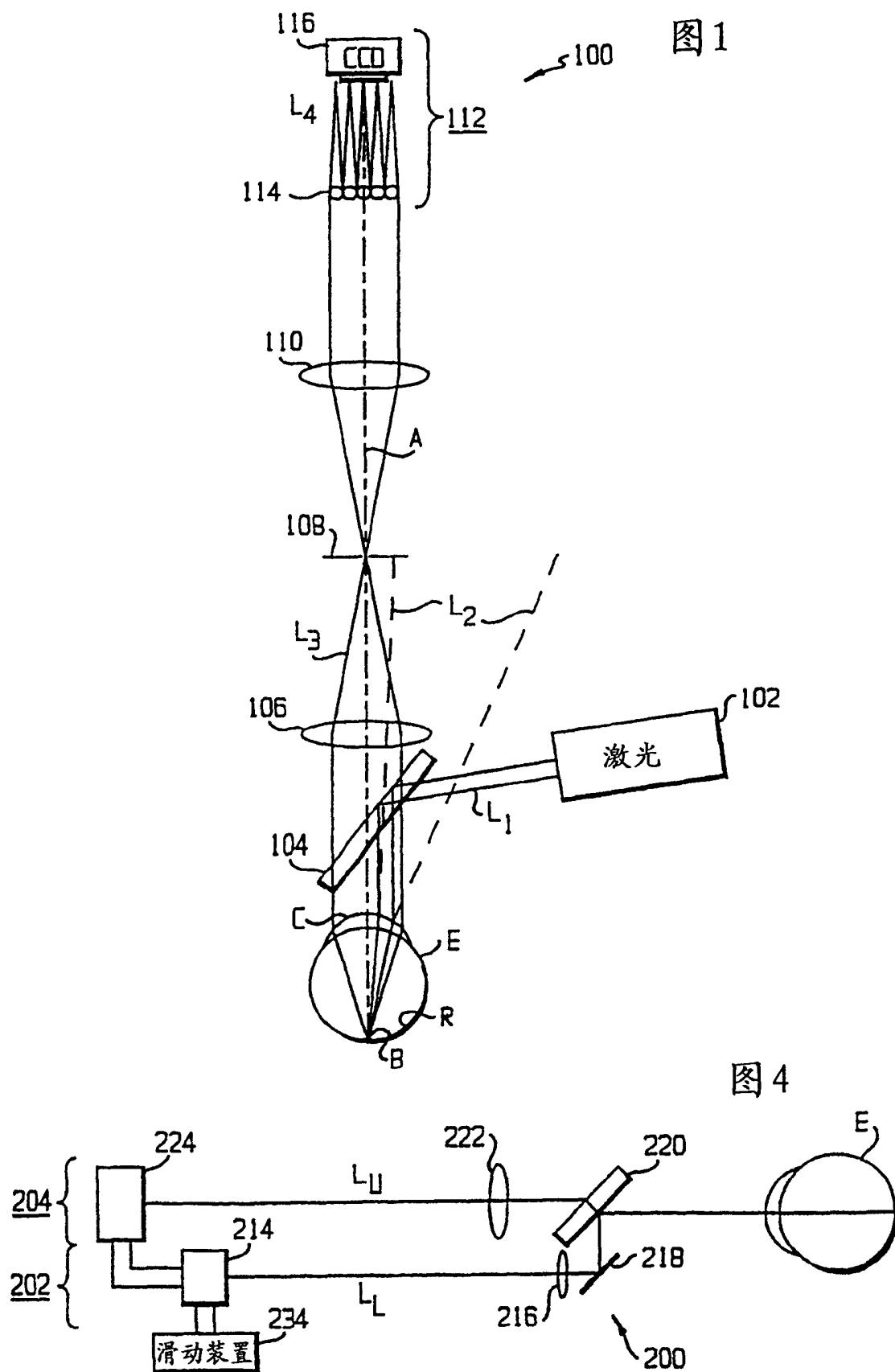
在图 5 和 6 中显示了试验结果。图 5 显示了按照本发明离轴照明,没有偏振光束分离器但有发射波长 $\lambda=790\text{nm}$ 的 SLD 的光源进行的试验结果。图 6 显示了用常规轴上照明、带有偏振的光束分离器但没有 $\lambda/4$ 平板并且使用发射波长 $\lambda=633\text{nm}$ 的 He-Ne 激光光源所进行的试验结果。两种结果都是在下列条件下得出的:对 6.7mm 瞳孔直径无力调整、500ms 的照射时间、 $10\mu\text{W}$ 的入射激光功率和 1.5mm 的入射光束直径。

图 5 和 6 的对比显示出本发明在光通量和光点质量上提供了很大改善。在图 5 中显示的光点图案比图 6 的有更好的强度均匀性并且平均光点强度高于图 6 的四倍。实际上,在这两方面,图 5 的光点图案与用偏振光束分离器和 $\lambda/4$ 平板所获得的相当,没有技术缺陷。单一非偏振的光束分离器 220 带有或不带 $\lambda/4$ 板都比现有技术的偏振技术所需的光学元件的成本更低,它可以是平行的板状光束分离器等。使用透射与反射比大于 1 的光束分离器可以进一步增加可利用的光线。

本发明表现出了许多优点。避免背射对眼睛和其他光学结构的有害作用,由此使得仪器更耐用并且操作软件更容易。偏振作用不会降低光点图像的质量,从而提高了精确度。通过率高于现有技术,从而在相同程度的照明能够获得更好的信号,这样患者有相同程度的舒适和安全性。从另一方面看,降低照明光的强度也能够获得与现有技术相同的信号,这样也改善了患者的舒适和安全性。带有足够亮度的二极管的板状光束

分离器可以选择它的透射与反射的比率来几乎把来自视网膜的全部光线透射到 CCD 阵列中。由于不需要偏振光片，所以降低了成本。

在上述阐述优选实施方案时，看过本发明说明书的本领域技术人员将会想到在不脱离本发明的范围内实现其他技术方案。例如，为了改善光路长度和紧密性，光路可以增加另外的倍数并增加固定目标和瞳孔照相机。光源也能够以空间上分离视网膜和角膜反射的任何方式放置，例如选择适当的入射角。所以，本发明应当只用所附的权利要求作为限定性解释。



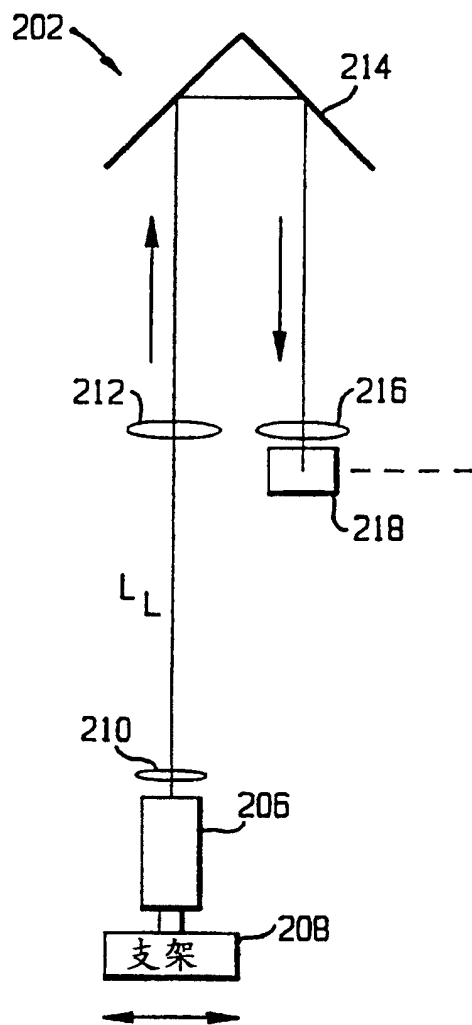


图 2

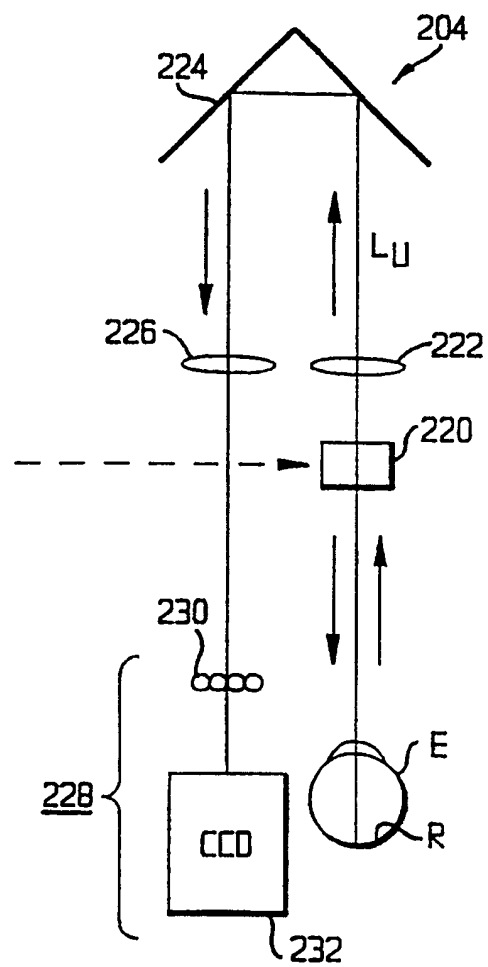


图 3

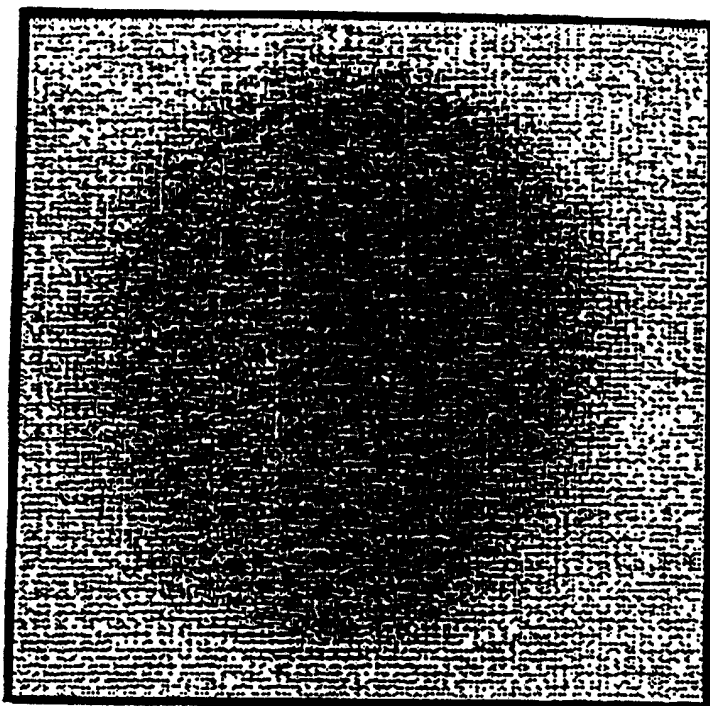


图 5

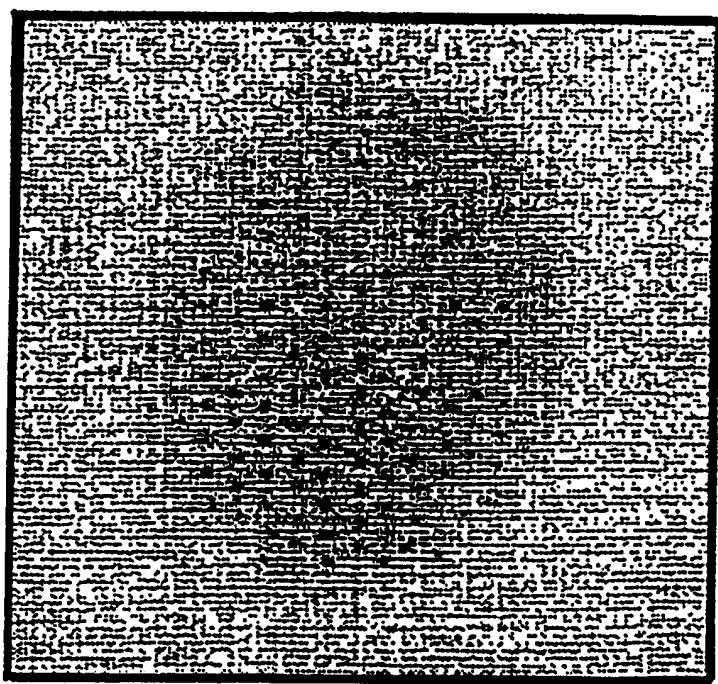


图 6