



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103718008 B

(45)授权公告日 2017.06.09

(21)申请号 201280038234.4

(22)申请日 2012.08.03

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103718008 A

(43)申请公布日 2014.04.09

(30)优先权数据

13/198,442 2011.08.04 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.01.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/049607 2012.08.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/020092 EN 2013.02.07

(73)专利权人 透明医疗体系公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 Y·周 W·谢伊

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 张欣

(51)Int.Cl.

G01J 9/00(2006.01)

审查员 孙曙旭

权利要求书7页 说明书22页 附图10页

(54)发明名称

较大屈光度范围的实时循序波前传感器

(57)摘要

公开了一种用于视力矫正或评估程序的较大动态范围的循序波前传感器的示例性实施例。一示例性实施例,将来自眼睛瞳孔或角膜平面的波前光学地中继到波前采样平面,以使在中继过程中某处,使得来自眼睛的在较大眼睛屈光度范围内的波前光束驻留在波前像空间及/或傅立叶变换空间中特定轴向距离范围上的期望物理尺寸内。作为结果,可在那里部署波前光束移动设备,以便完全截取并因此移动全部光束从而横向地移动经中继的波前。

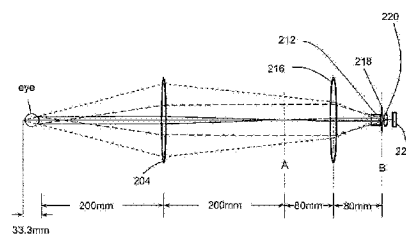


图 2A

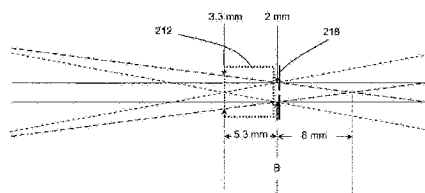


图 2B

1. 一种波前光束移动及波前采样装置, 包括: 波前中继级, 包括第一透镜和第二透镜, 被配置为在从波前中继级的第一透镜之前的波前中继级的波前物空间中的波前物平面到波前中继级的第二透镜之后的波前中继级的波前像空间中的波前像平面的波前光束传播过程中保留波前的相位信息; 基本位于波前中继级的波前像平面处且在波前中继级的第二透镜之后的采样孔; 以及光束移动元件, 位于波前中继级的第二透镜之后的波前中继级的波前像空间中并且也位于所述采样孔前, 所述光束移动元件配置为在波前中继级的波前像空间中基本上截取整个波前光束。

2. 如权利要求1所述的波前光束移动及波前采样装置, 其特征在于, 波前中继级的第一及第二透镜被排列成使得第一透镜的后焦平面是在第二透镜的前焦平面处。

3. 如权利要求1所述的波前光束移动及波前采样装置, 其特征在于, 所述光束移动元件包括: 可移动的传输介质, 被配置为相对于所述采样孔移动中继后的波前光束。

4. 如权利要求1所述的波前光束移动及波前采样装置, 其特征在于, 所述光束移动元件包括: 可移动的反射面, 被配置为相对于所述采样孔移动中继后的波前光束。

5. 如权利要求1所述的波前光束移动及波前采样装置, 其特征在于, 所述光束移动元件包括: 电光或磁光或声光光束移动元件。

6. 一种波前光束移动及波前采样装置, 包括: 波前中继系统, 被配置为保留波前的相位信息, 至少包括定义第一傅立叶变换空间中的第一傅立叶变换平面的第一波前中继级以及定义第二傅立叶变换空间中的第二傅立叶变换平面的第二波前中继级, 第一和第二波前中继级被配置为引导波前光束的传播并将所述波前从第一波前中继级的波前物空间中的波前物平面通过由第二波前中继级定义的第二傅立叶变换空间中继到第二波前中继级的波前像空间中的波前像平面; 基本上位于第二波前中继级的波前像平面处的采样孔; 以及光束移动元件, 基本上位于第二波前中继级的第二傅立叶变换空间中的第二傅立叶变换平面处并被配置为在第二波前中继级的第二傅立叶变换空间中基本上截取整个波前光束。

7. 如权利要求6所述的波前光束移动及波前采样装置, 其特征在于, 第一和第二波前中继级包括: 第一、第二、第三、和第四透镜, 第一和第二透镜被排列成使得第一透镜的后焦平面是在第二透镜的前焦平面处, 第三和第四透镜被排列成使得第三透镜的后焦平面是在第四透镜的前焦平面处并且第二傅立叶变换平面位于第三及第四透镜之间。

8. 如权利要求6所述的波前光束移动及波前采样装置, 其特征在于, 第一波前中继级包括三个透镜, 其中一个负透镜位于两个正透镜之间, 并且第二波前中继级包括第一透镜和第二透镜, 被排列成使得第一透镜的后焦平面是在第二透镜的前焦平面处, 且所述傅立叶变换平面位于所述第二波前中继级的第一和第二透镜之间。

9. 如权利要求6所述的波前光束移动及波前采样装置, 其特征在于, 所述光束移动元件包括: 可移动的传输介质, 被配置为相对于所述采样孔移动中继后的波前光束。

10. 如权利要求6所述的波前光束移动及波前采样装置, 其特征在于, 所述光束移动元件包括: 可移动的反射面, 被配置为相对于所述采样孔移动中继后的波前光束。

11. 如权利要求6所述的波前光束移动及波前采样装置, 其特征在于, 所述光束移动元件包括: 电光或磁光或声光光束移动元件。

12. 一种用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器, 包括: 波前中继系统, 其包含第一及第二透镜, 每个透镜有直径、焦距、以及光轴, 其中所述波前中继系统

被配置为将入射波前从第一透镜之前的波前中继系统的物空间中的物平面沿光束路径中继到第二透镜之后的波前中继系统的波前像空间中的波前像平面,其中第一和第二透镜的焦距及直径被选择为将在波前中继系统的物平面上具有较大屈光度范围的入射波前光束引导到波前中继系统的波前像平面;反射光束移动元件,位于第二透镜及波前中继系统的波前像平面之间的波前中继系统的波前向空间内,并被配置为在波前中继系统的波前像空间中截取基本上整个波前光束;偏振分束器(PBS),被部署为在基本上整个波前光束被所述反射光束移动元件反射前,截取所述基本上整个波前光束,且所述PBS被配置为透射处于第一偏振态的光且反射处于第二偏振态的光,并被取向为与所述第一光轴基本上成45度;偏振旋转器元件,部署在所述PBS与所述反射光束移动元件之间,被配置为改变所述波前光束的偏振态以使由所述反射光束移动元件所反射的波前光束被所述PBS反射;采样孔,基本上位于波前中继系统的波前像平面处,被配置为对由所述PBS所反射的所述波前光束进行采样;子波前聚焦透镜,部署在所述孔前或孔后;以及像点位置感测设备,位于所述子波前聚焦透镜以及所述采样孔后。

13. 如权利要求12所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,所述反射光束移动元件被进一步配置为响应于患者的眼睛横向运动而动态地DC偏移,从而即使从眼睛返回的波前光束相对于所述采样孔发生横向位移,所述反射光束移动元件可补偿所述位移以便对来自眼睛的波前的相同预期部分进行采样,而不论眼睛的横向运动。

14. 如权利要求12所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,还包括:被配置为发出波前生成光束的光源;被部署在所述第一透镜的后聚焦面处的光束移动镜,并被配置为将所述波前生成光束引导至患者眼睛并扫描所述光束来跟随眼睛的相对横向运动。

15. 如权利要求12所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,还包括:轴向距离测量设备,被配置为测量波前中继系统的物平面与患者眼睛之间的轴向距离,以使适用于所测量到的眼睛轴向距离的经校正后的校准曲线可被用于正确地表征来自眼睛的波前。

16. 如权利要求12所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,所述第一透镜的焦距大于第二透镜的焦距,从而在波前中继系统的波前像平面处缩小所述波前图像。

17. 如权利要求16所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,所述第一及第二透镜的直径为40mm,第一透镜的焦距为200mm,第二透镜的焦距为80mm。

18. 一种用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,包括:第一波前中继系统,被配置成保留波前的相位信息,包含第一及第二透镜,每个透镜有直径、焦距、以及光轴,其中所述第一波前中继系统被配置为将入射波前从第一透镜之前的第一波前中继系统的第一物空间中的第一物平面沿着第一光束路径中继到第二透镜之后的第一波前中继系统的第一波前像空间中的第一波前像平面,其中所述第一及第二透镜的焦距及直径被选择为将在第一波前中继系统的第一物平面处具有较大屈光度范围的入射波前光束引导至第一波前中继系统的第一波前像平面;第二波前中继系统,被配置成保留波前的相位

信息,包含第三及第四透镜,每个透镜具有直径、焦距、以及光轴,所述第二波前中继系统具有基本上位于第一波前中继系统的第一波前像平面处的第二波前中继系统的第二物空间中的第二物平面,并被配置为进一步将所述入射波前从第一波前中继系统的第一波前像平面沿第二光束路径中继到第二波前中继系统的第二波前像空间中的第二波前像平面,其中第三透镜被配置为将所述波前光束引导到位于所述第三及第四透镜之间的傅里叶变换平面;反射光束移动元件,部署为基本上位于所述第三及第四透镜之间的傅里叶变换平面处,沿着所述第三透镜的光轴被放置从而在期望的较大屈光度范围上截取基本上整个波前光束,并被取向为折叠第二光束路径;波前采样孔,放置在第二波前中继系统的第二波前像平面处或其附近,子波前聚焦透镜,部署在所述孔前或孔后;以及像点位置感测设备,放置在所述子波前聚焦透镜以及采样孔后。

19. 如权利要求18所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,所述反射光束移动元件被进一步配置为响应于患者眼睛的横向运动而动态地DC偏移,从而即使从眼睛返回的波前光束相对于所述采样孔发生横向位移,所述反射光束移动元件可补偿所述位移以便对来自眼睛的波前的相同预期部分进行采样,而不论眼睛的横向运动。

20. 如权利要求18所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,还包括:轴向距离测量设备,被配置为测量所述物平面与患者眼睛之间的轴向距离,以使适用于所测量到的眼睛轴向距离的经校正后的校准曲线可被用于正确地表征来自眼睛的波前。

21. 如权利要求18所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,所述反射光束移动元件包括:被配置为绕所述第四透镜的光轴可控地移动所述波前光束的微机电系统(MEMS)镜。

22. 如权利要求18所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,所述第一透镜的焦距大于所述第二透镜的焦距,从而在第一波前中继系统的第一波前像平面处缩小波前图像。

23. 如权利要求18所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,所述第一及第二透镜直径为40mm,所述第一透镜的焦距为200mm,所述第二透镜的焦距为80mm。

24. 如权利要求18所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,所述第三透镜的焦距小于所述第四透镜的焦距,以放大从第一波前中继系统的第一波前像平面到第二波前中继系统的第二波前像平面的波前图像。

25. 如权利要求18所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,包括至少一个反射元件以折叠所述第一及第二透镜之间的光束路径。

26. 如权利要求18所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,还包括:部署在所述第一及第二透镜之间的第一及第二反射元件,并被取向为折叠第一光束路径。

27. 如权利要求18所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,还包括:被配置为发出波前生成光束的光源;视网膜光束移动镜和/或角膜光束移动镜,被配置为将所述波前生成光束沿所述第一光轴引导向所述第一透镜,从而允

许在患者眼睛的整个视网膜和/或角膜上移动所述波前生成光束或跟随眼睛的相对横向运动。

28. 如权利要求27所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,还包括:耦合至所述光源的光纤,用于将所述波前生成光束引导至所述视网膜光束移动镜和/或角膜移动镜;以及光纤型干涉仪,包括被配置为耦合来自光纤的光的至少一个光纤耦合器。

29. 如权利要求18所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,还包括:被配置为提供患者眼睛的共面视频或静态图像的图像传感器;和被部署在所述第一及第二透镜之间的第一成像分束器/组合器,被配置为将由所述分束器/组合器反射的光的至少一部分引导至所述图像传感器。

30. 一种用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,包括:第一波前中继系统,包含第一及第二透镜,每个透镜具有直径、焦距、及光轴,其中所述第一波前中继系统被配置为将入射波前从第一透镜之前的第一波前中继系统的第一物空间中的第一物平面沿第一光束路径中继到第二透镜之后的第一波前中继系统的第一波前像空间内的第一波前像平面,其中所述第一及第二透镜的焦距及直径被选择为将在第一波前中继系统的第一物平面处具有较大屈光度范围的入射波前光束引导至第一波前中继系统的第一波前像平面;第三透镜,具有直径、焦距、及光轴,以及基本位于第一波前中继系统的第一波前像平面处的第三透镜的第二物空间中的第二物平面,其中所述第三透镜被配置为将所述波前光束引导至第三透镜的傅里叶变换平面;反射光束移动元件,被基本部署在第三透镜的傅里叶变换平面处,沿着第三透镜的光轴被放置并被取向为基本上垂直于所述第三透镜的光轴从而在期望的较大屈光度范围上截取基本整个波前光束,且被取向为反射所述波前光束以形成往回通过所述第三透镜的经反射的波前光束,以使所述第三透镜起到第二波前中继系统中的两个透镜的作用并将所述经反射的波前光束引导至第二波前中继系统的第二波前像空间内的第二波前像平面;被部署为在所述波前光束被所述第三透镜透射之前截取所述波前光束的偏振分束器(PBS),所述PBS被配置为透射处于第一偏振态的光且反射处于第二偏振态的光,并被取向为基本上与所述第三透镜的光轴成45度;偏振旋转器元件,被部署为位于所述第三透镜及所述反射光束移动元件之间、或位于所述PBS与所述第三透镜之间,并被配置为改变所述波前光束的偏振态,以使所述PBS反射基本上垂直于所述第三透镜的光轴的经反射的波前光束;波前采样孔,被置于第二波前中继系统的第二波前像平面处或附近,用于截取由所述PBS所反射的所述经反射的波前光束;子波前聚焦透镜,部署在所述孔前或孔后;以及像点位置感测设备,置于所述子波前聚焦透镜和所述采样孔后。

31. 如权利要求30所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,所述反射光束移动元件被进一步配置为响应于患者眼睛的横向运动而动态地DC偏移,从而即使从眼睛返回的波前光束相对于所述采样孔被横向位移,所述反射光束移动元件可补偿所述位移以使对来自眼睛的所述波前的相同预期部分进行采样,而不论眼睛的横向运动。

32. 如权利要求30所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在于,还包括:轴向距离测量设备,被配置为测量第一波前中继系统的第一物平面与患者眼睛之间的轴向距离,以使适用于所测量到的眼睛轴向距离的经校正后的校准曲

线可被用于正确地表征来自眼睛的波前。

33. 如权利要求30所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在於,所述第一透镜的焦距大于第二透镜的焦距,以在第一波前像平面处缩小波前图像。

34. 如权利要求33所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在於,所述第一及第二透镜的直径为40mm,所述第一透镜的焦距为200mm,且所述第二透镜的焦距为80mm。

35. 如权利要求30所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在於,还包括:被配置为提供对象眼睛的共面视频或静态图像的图像传感器;以及第一成像分束器/组合器,被部署在所述第一波前中继系统的所述第一及第二透镜之间,被配置为将由所述分束器/组合器反射的光的至少一部分引导至所述图像传感器。

36. 如权利要求30所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在於,还包括:被部署在所述第一及第二透镜之间并被取向为折叠所述第一光束路径的第一及第二反射元件。

37. 如权利要求30所述的用于视力矫正或评估程序的较大屈光度范围的循序波前传感器,其特征在於,还包括:被配置为发出波前生成光束的光源;视网膜光束移动镜和/或角膜光束移动镜,被配置为将所述波前生成光束沿第一光轴引导至所述第一透镜,从而允许在患者眼睛的整个视网膜和/或角膜上移动所述波前生成光束或跟随眼睛的相对横向运动。

38. 一种移动波前光束并采样波前的方法,包括以下步骤:引导波前光束的传播并将波前从波前中继系统的物空间中的物平面中继到波前中继系统的波前像空间中的波前像平面,波前中继系统包括第一透镜和第二透镜,被配置成在波前光束的传播过程中保留波前的相位信息,物空间是在第一透镜之前,波前像空间是在第二透镜之后;用基本部署在波前中继系统的波前像平面处的采样孔对经中继后的波前进行采样;以及截取基本上整个波前光束并用部署在第二透镜之后的波前中继系统的波前像空间中的所述采样孔前的光束移动元件来移动所述经中继后的波前。

39. 如权利要求38所述的移动波前光束并采样波前的方法,其特征在於,还包括以下步骤:测量所述物平面与发出波前的物体之间的物体轴向距离,以使适用于所测量到的物体轴向距离的经校正后的校准曲线可被用于正确地表征来自物体的波前。

40. 如权利要求38所述的移动波前光束并采样波前的方法,其特征在於,还包括以下步骤:捕获/记录发出波前的物体的实况视频或静态图像。

41. 如权利要求40所述的移动波前光束并采样波前的方法,其特征在於,还包括以下步骤:将波前生成光束引导至物体并根据实况物体图像扫描所述光束以跟随相对横向物体运动。

42. 如权利要求40所述的移动波前光束并采样波前的方法,其特征在於,还包括以下步骤:根据实况物体图像而动态地DC偏移所述光束移动元件,以使即使来自物体的波前光束相对于所述采样孔横向地位移,所述光束移动元件可补偿所述位移以便对来自物体的波前的相同预期部分进行采样,而不论物体的横向运动。

43. 一种移动波前光束并采样波前的方法,包括以下步骤:引导波前光束的传播并用波前中继系统中继波前,波前中继系统被配置成保留波前的相位信息,至少包括定义第一傅

立叶变换空间中的第一傅立叶变换平面的第一波前中继级以及定义第二傅立叶变换空间中的第二傅立叶变换平面的第二波前中继级,第一和第二波前中继级引导波前光束从第一波前中继级的物空间中的物平面通过由第二波前中继级定义的第二傅里叶变换空间传播到第二波前中继级的波前像空间中的波前像平面;用基本部署在第二波前中继级的波前像平面处的采样孔对经中继后的波前进行采样;以及截取基本整个波前光束并用基本部署在第二波前中继级的第二傅里叶变换空间中的第二傅里叶变换平面处的光束移动元件来移动所述经中继后的波前。

44. 如权利要求43所述的移动波前光束并采样波前的方法,其特征在于,还包括以下步骤:测量第一波前中继级的物平面与发出波前的物体之间的物体轴向距离,以使适用于所测量到的物体轴向距离的经校正后的校准曲线可被用于正确地表征来自物体的波前。

45. 如权利要求43所述的移动波前光束并采样波前的方法,其特征在于,还包括以下步骤:捕获/记录发出波前的物体的实况视频或静态图像。

46. 如权利要求45所述的移动波前光束并采样波前的方法,其特征在于,还包括以下步骤:将波前生成光束引导至物体并根据实况物体图像来扫描所述光束以跟随相对横向物体运动。

47. 如权利要求45所述的移动波前光束并采样波前的方法,其特征在于,还包括以下步骤:根据实况物体图像而动态地DC偏移所述光束移动元件,从而即使来自物体的所述波前光束相对于所述采样孔横向地位移,所述光束移动元件可补偿所述位移从而对来自物体的波前的相同预期部分进行采样,而不论物体的横向运动。

48. 一种用于视力矫正或评估程序的循序感测较大屈光度范围波前的方法,包括以下步骤:用第一波前中继系统将来自从第一物空间中的第一物平面的入射波前沿第一光束路径中继到第一波前像空间中的第一波前像平面,所述第一波前中继系统被配置成保留波前的相位信息,包括第一及第二透镜,第一物空间是在第一透镜之前,第一波前像空间是在第二透镜之后,每个透镜具有直径、焦距、以及光轴,其中所述第一及第二透镜的焦距及直径被选择为将在第一波前中继系统的第一物平面处具有较大屈光度范围的入射波前光束引导至第一波前中继系统的第一波前像平面;用第二波前中继系统进一步将所述入射波前从第一波前中继系统的第一波前像平面沿第二光学路径中继到第二波前像空间中的第二波前像平面,所述第二波前中继系统被配置成保留波前的相位信息,包括第三及第四透镜,第二波前像平面和第二波前像空间是在第二波前中继系统的第四透镜之后,第三及第四透镜中的每个透镜具有直径、焦距、以及光轴,其中所述第二波前中继系统具有基本上位于第一波前中继系统的第一波前像平面处的第二物空间中的第二物平面,其中所述第三透镜被配置为将所述波前光束引导至位于所述第三及第四透镜之间的傅里叶变换平面;截取基本上整个波前光束并用基本部署在所述第三及第四透镜之间的傅里叶变换平面处的光束移动元件在第二波前中继系统的第二波前像平面处移动经中继后的波前;用基本部署在第二波前中继系统的第二波前像平面处的采样孔对所述经中继后的波前进行采样;用部署在所述孔前或孔后的子波前聚焦透镜对经采样后的波前部分进行聚焦;以及用部署在所述子波前聚焦透镜以及所述采样孔后的像点位置感测设备来感测由所述经采样后的波前部分形成的像点的位置。

49. 如权利要求48所述的用于视力矫正或评估程序的循序感测较大屈光度范围波前的

方法,其特征在于,还包括以下步骤:测量第一波前中继系统的第一物平面与发出波前的患者眼睛之间的轴向距离,以使适用于所测量到的眼睛轴向距离的经校正后的校准曲线可被用于正确地表征来自眼睛的波前。

50. 如权利要求48所述的用于视力矫正或评估程序的循序感测较大屈光度范围波前的方法,其特征在于,还包括以下步骤:捕获/记录患者眼睛的实况视频或静态图像。

51. 如权利要求50所述的用于视力矫正或评估程序的循序感测较大屈光度范围波前的方法,其特征在于,还包括以下步骤:将所述波前生成光束引导至眼睛并根据所述实况眼睛图像来扫描所述光束以跟随相对横向眼睛运动。

52. 如权利要求50所述的用于视力矫正或评估程序的循序感测较大屈光度范围波前的方法,其特征在于,还包括以下步骤:根据实况眼睛图像而动态地DC偏移所述光束移动元件,从而即使来自眼睛的波前光束相对于所述采样孔横向地位移,所述光束移动元件可补偿所述位移从而对来自眼睛的波前的相同预期部分进行采样,而不论眼睛的横向运动。

较大屈光度范围的实时循序波前传感器

[0001] 相关申请

[0002] 本申请是于2010年5月28日提交、申请号为12/790,301、名为《程序化控制的自适应循序波前传感器》(Adaptive Sequential Wavefront Sensor with Programmed Control)的申请的部分继续申请,该12/790,301申请是2007年6月12日提交、申请号为11/761,890、名为《自适应连续波前传感器及其应用》(Adaptive Sequential Wavefront Sensor and its Applications)、现在于2010年10月19日授权为美国专利No.7,815,310的分案,该美国专利No.7,815,310是2006年1月20日提交的、申请号为11/335,980、名为《循序波前传感器》(Sequential Wavefront Sensor)专利的部分连续申请案、现在于2008年11月4日授权的美国专利No.7,445,335的部分继续申请,为了所有的目的,所有以上专利以引用的方式并入本文。

技术领域

[0003] 本发明的一个或更多实施例一般地涉及眼科用波前传感器,且特定地涉及波前传感器模块以及该波前传感器模块附连至或集成到用于视力矫正外科手术的眼科仪器、且集成到外科手术过程中用于视力评估和或矫正的眼科仪器。

背景技术

[0004] 不应仅仅由于在背景技术部分提及某个主题,便因此假定在背景技术部分中所讨论到的主题为在先技术。类似地,也不应假定在在先技术中已经预先认识到了在背景技术部分中提及或与背景部分主题相关联的问题。背景部分中的主题仅代表它们自己不同的处理方法,也可能是发明。

[0005] 用于眼科应用的波前传感器一般是体积庞大且独立的桌面仪器。尽管已有尝试将波前传感器与眼科仪器集成,该眼科仪器诸如LASIK系统(见例如US6685319)、眼底相机(见例如US6572230)、以及共焦扫描激光检眼镜(见例如US7057806),但是这些集成的目的一般不在于保持原始眼科仪器的完整并使波前传感器作为附连至或集合到眼科仪器的独立紧凑模块。

发明内容

[0006] 本发明同时涉及新的装置以及新的方法。本发明通过将来自患者眼睛瞳孔或角膜平面的波前光学地中继到波前采样平面而起作用。在中继过程中的某处,使的来自眼睛的在较大眼睛屈光度范围内的波前光束驻留在一波前像空间及/或傅立叶变换空间内的一特定轴向距离范围上的期望物理尺寸内,以使波前光束扫描设备可完全截取并因此扫描全部光束来横向地移动经中继的波前。本发明可起到具有大动态范围的实时循序波前传感器的作用。与已经转让给相同受让方的、以前公开的循序波前传感器(US7445335)相比,在本公开中,该波前扫描设备并没有被安排在波前中继系统中的第一傅立叶变换空间中。而是,其被安排在波前像空间和/或另一个傅立叶变换空间中。由于大部分市售波前扫描设备被设

计用于扫描具有相对窄的束宽的激光束,因此产生了该需求。

[0007] 为了使该波前扫描设备能够在较大眼睛屈光度范围上与波前光束完全交互,波前中继系统优选地在一波前像空间及/或傅立叶变换空间中的轴向距离范围上缩小波前光束的侧向或横向尺寸。作为结果,即使当来自眼睛的入射波前在较大屈光度范围内变化,具有相对较小的光束反射或透射窗口的市售激光束扫描仪可被直接用于完全截取并因此扫描全部波前光束。然后可在波前像采样平面进行采样经移动的波前。

[0008] 本发明的一个目的在于,对于每个临床医生或外科医生而言使得手术或眼睛检查工作距离一致(例如,对于大部分眼科手术显微镜在150mm至200mm之间),同时确保从一般瞳孔大小的患者眼睛发出的光能由光学元件完全收集并因此在整个期望眼睛屈光度范围上保持信噪比。

[0009] 连同基本光学设计一起,还公开了多种设计选项。还解决了与在先技术设计相关的问题。本发明的一个目的在于,明智地选择波前中继级(多个)的物平面,从而,即使当眼睛并未被精确(侧向和/或轴向)放置在该物平面上时,该波前传感器仍可在具有单调输出的工作距离的预期范围内工作。

[0010] 本发明的另一个目的在于,使用循序波前传感器在白内障屈光手术和/或人工晶体植入和/或其他眼睛检查或视力矫正程序所期望的较大屈光度范围(例如, $\pm 30D$ 或以上)上测量患者眼睛的波前像差。可通过适当地选择光学元件的尺寸及布局部分实现此举。同时,虽然市售光束扫描仪被设计为在有限的角度和/或位移范围内扫描相对窄的光束的事实,但光学配置也允许该扫描仪被用作用于全屈光度范围的波前扫描设备。

[0011] 本发明的另一个目的在于,使用硬件及/或软件手段,来至少部分校正或减少光学波前中继级(多个)的固有像差(多个)。当使用硬件校正时,适当地设计及选择将用于中继和/或移动波前的光学元件。可选地,可将波前像差校正元件(多个)插入波前光束路径。此类波前补偿元件的示例包括球面波前补偿板、波前倾斜补偿设备、可变形反射镜、MEMS(微机电系统)镜阵列、以及基于透射液晶的波前补偿器。当使用软件校正时,可首先通过校准过程测量固有光学系统像差(多个)并将从所测得的整体像差(多个)中减去该像差。

[0012] 本发明还有另一个目的在于,通过为外科医生或临床医生留下足够工作距离的同时在最接近眼睛的波前传感器的第一光学输入端口位置安排共用透镜、且在不存在明显光能损失的同时折叠光束路径,使得较大动态范围的循序波前传感器在物理上更为紧凑,在不物理地干扰眼科临床医师对患者执行眼睛检查和/或外科手术的正常方式的情况下,可使得波前传感器封装紧凑,从而集成到或集成在眼科仪器(诸如手术显微镜)中。同时,利用透镜(多个)和/或棱镜(多个)和/或镜(多个)使来自手术显微镜的照明光束合适地弯曲,从而不将任何潜在镜面反射引导到手术显微镜的观察路径内从而造成显微镜视野内的眩光。

[0013] 本发明还有另一个目的在于,提供一种在较大动态范围屈光度的波前传感器模块内创建参考波前从而可完成自校准的工具。可使用该自校准服务于多个目的。一个目的在于,检查被引入患者眼睛以形成来自眼睛的波前的光束相对于波前传感器光学系统是否足够良好地对齐。另一个目的在于,监测波前传感器模块内的光学元件的光学对齐,以确保该对齐在允许的公差范围内。又一个目的在于,在位置感测设备/检测器(PSD)上建立参考像点位置,以便在波前分析/计算方面可考虑到来自于,例如温度变化等环境因素所导致的光学元件的轻微不对齐(在允许公差内)的固有光学系统像差。同样重要的是,又一个目的在

于,在提供引导和/或反馈之前,确认或验证性能。

[0014] 本发明的又一个目的在于,使用光束扫描仪的DC偏移(offset)能力来补偿由环境或其他因素引入的光学组件的微小不对齐或移动,由此最小化光学器件及布局中的固有误差。

[0015] 本发明的又一个目的在于,使用焦点可变透镜作为子波前聚焦透镜,来以闭合控制回路方式动态地调整其焦距,以使子波前聚焦透镜形成的像点可被大致聚焦在位置感测设备(PSD)上,被用于更精确和准确地确定像点横向移动。在使用象限检测器作为位置感测设备的情况下,落在象限检测器上的像点尺寸被优选地保持在特定尺寸,而焦点可变透镜可用于此目的。

[0016] 本发明的又一个目的在于,在使用象限检测器作为位置感测设备时,使用旋转三透镜作为子波前聚焦透镜,从而将像点尺寸保持在期望尺寸范围内,以使象限检测器可响应于波前的较大动态范围。

[0017] 本发明的又一个目的在于,通过将附加光学元件(多个)加入标准配置的现有光学路径,进一步拓展波前传感器的工作距离范围,从而在产品制造方面、以及在不具有手术显微镜或狭缝灯生物显微镜或台式像差计的多重设计布局方面,最小化货物成本的增加。

[0018] 本发明的又一个目的是从较大动态范围循序波前传感器模块中提供一种光学眼睛距离测量工具,以使适用于所测量到的眼睛距离的正确校准曲线可被用于正确地表征来自患者眼睛的波前像差。

[0019] 本发明的又一个目的是在视网膜上的一小块区域上扫描或横向移置SLD(超辐射发光二极管)光束以移除斑点、进行平均、并潜在地允许增加可递送进眼睛的光功率的增加,这增加了信噪比。

[0020] 本发明的又一个目的在于,动态地聚焦或调整SLD光束的发散度/会聚度,从而可控制视网膜上的像点,实现对来自眼睛的波前的更一致的测量。

[0021] 本发明的又一个目的在于,使用诸如CCD/CMOS眼睛图像传感器之类的工具来标识眼睛的移动以及扫描或移置SLD光束以在有限范围内跟随眼睛移动,以及使用这些信息来校正波前数据,从而即使在眼睛未适当对齐且正在移动时,仍可达到高准确度的波前测量。此外,CCD/CMOS可传感/检测及追踪入射的SLD光束并使其关联至眼睛、角膜、或瞳孔上的期望位置。同样,还可通过不具有多重设计但使用“即插即用”方式来最小化成本。

[0022] 本发明的又一个目的在于,使用组合了波前信号检测的CCD/CMOS图像及图案识别以智能化开关SLD以节省曝光时间,从而使更高的SLD功率可被递送进眼睛以提高信噪比。

[0023] 本发明的又一个目的在于,包括激光作为手术光源,其可通过相同光纤或另一自由空间光束组合器与SLD光束结合,以使用SLD光束的相同扫描仪(多个)也扫描手术激光束,以执行眼睛的屈光矫正。还可使用相同激光束或具有可见波长的不同激光器来“标记”眼睛或“引导”外科医生,即“叠加”在眼睛上以使外科医生可通过手术显微镜看到激光标记(多个)。

[0024] 本发明的又一个目的在于,将低光学相干干涉仪或光学相干断层扫描仪(OCT)结合至波前传感器模块内以测量眼睛轴向距离或进行眼睛生物计量测量,从而在无晶状体条件的情况下可协力或独立地推导出角膜或眼睛晶状体的屈光力。

[0025] 在考查以下结合附图所实施的较佳实施例的详细描述后,本发明的这些及其他特

点和优势对于那些本领域的专业技术人员将会变得更为明显。

附图说明

[0026] 图1描绘了循序波前传感器；

[0027] 图2A示出了一个实施例，其中单级4-F波前中继系统与透射波前移动设备组合，该透射波前移动设备横向地扫描波前以使经移动的波前的仅一部分得以通过波前采样孔并聚焦到位置感测设备上；

[0028] 图2B示出了对应于光束相对较窄的轴向范围内的位于图2A的波前像空间内的区域的放大示意图；

[0029] 图3示出了如图2A及图2B所示在波前像空间内用于进行波前光束扫描的透射角度光束扫描仪的示例性情况；

[0030] 图4示出了如图2A及图2B所示用于波前像空间中的透射光束扫描仪的另一个示例，其通过将一倾斜玻璃块落入光学路径或绕光束轴旋转这样的玻璃块来实现波前光束位移；

[0031] 图5示出了在波前像空间中的波前像平面前使用反射光束扫描仪以侧向反射波前光束且同时角度地扫描该光束的一个示例；

[0032] 图6示出了在波前像空间中的波前像平面前使用反射光束扫描仪以反向反射波前光束且在横向移动波前方面更对称地扫描该光束的一个示例；

[0033] 图7示出了用于本发明的波前传感器模块的两个级联级4-F波前中继或8-F波前中继的光束路径被展开的实施例；

[0034] 图8示出了图7所示的第二级4-F波前中继的一个实施例，其中单透镜被两次使用且与反射光束扫描仪、偏振分束器(PBS)、以及四分之一波片($1/4 \lambda$ plate)组合以在第二波前像平面处实现横向波前移动；

[0035] 图9示出了图8中MEMS扫描镜的扫描或角度倾斜以及经中继的波前像在第二波前像平面处没有任何DC波前倾斜偏移情况下的横向移动；

[0036] 图10示出了图7中第二4-F波前中继级的可选实施例，其中以倾斜侧向的方式反射及扫描波前光束；

[0037] 图11示出了波前光束路径被折叠的波前传感器模块的一级4-F中继实施例。还示出了SLD光束发射光学器件、眼睛前部成像光学器件、以及眼睛注视(fixation)光学器件的一个示例；

[0038] 图12示出了具有两个4-F波前中继级的波前传感器模块的另一个实施例。在这个实施例中，移除了如图11所示的用于弯曲波前光束的一面镜(镜1)，并替换成大偏振分束器(PBS1)，且SLD光束从这个PBS后面发射。此外，扫描或移置该SLD光束以跟踪微小的眼睛移动和/或落在视网膜上一块较小的扫描区域上；

[0039] 图13示出了另一个二4-F波前中继级的实施例，其中与发射出的SLD光束相比具有原始偏振的眼睛返回的光波被用于测量与波前传感器模块的眼睛距离、眼中眼睛晶状体(天然的或植入的)的位置、前房深度、眼睛长度，以及潜在的其他眼睛解剖参数(诸如前后表面的角膜和/或晶状体曲率)；

[0040] 图14示出了将当前所公开的波前传感器模块与狭缝灯或手术显微镜集成的一个

实施例,其中第一4-F中继的第一透镜被恰好安排在波前传感器模块的第一光学输入端口处并与该显微镜共用;

[0041] 图15示出了类似于图14的另一个实施例,但向共用透镜以及补偿透镜添加附加棱镜,以使来自手术显微镜的照明光束可引导仍落在患者眼睛上但却不会在显微镜视野中创建眩光;

[0042] 图16示出了与显微镜集成的波前的另一个实施例,其中该显微镜的物镜被移除,且其聚焦功能由位于波前传感器模块输入端口的共用透镜来部分地或完全地实现;

[0043] 图17示出了与显微镜集成的波前的另一个实施例,其中如图14、15及16所示的二向色或短传分束器被替换为特制的45°近红外聚焦镜(经涂层以仅反射SLD光谱),其用作波前中继的第一透镜还用作手术显微镜可见光谱的透明板;

[0044] 图18示出了当前公开的波前传感器模块与手术显微镜集成的另一个实施例,其中使用二向色或短传分束器将近红外光束引导至波前传感器并使得手术显微镜的光的可见光谱通过;

具体实施方式

[0045] 现在将对本发明的各实施例进行详细参考。这些实施例的示例将在附图中示出。虽然将结合这些实施例来描述本发明,但应当理解,这并非想要将本发明限制在任何实施例内。相反,是想要涵盖可能包含在由附加的权利要求所定义的本发明的精神及范围内的替代、修改以及等效方案。在以下描述中,陈述了许多特定细节以提供对于多个实施例的完全理解。然而,本发明也可在没有部分或全部所述特定细节的情况下实施。在其他例子中,未详细描述众所周知的过程操作以免不必要地模糊本发明。进一步地,在本说明书中不同地方每次出现“示例性实施例”短语不一定指代相同的示例性实施例。

[0046] 在用于人眼波前像差测量的一般波前传感器中,通常一次或多次使用众所周知的4-F中继原理将来自眼睛瞳孔或角膜平面的波前中继到波前感测或采样平面(见例如, J.Liang等(1994)的《Objective measurement of the wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor(利用Hartmann-Shack波前传感器对人眼的波像差的物镜测量)》, J.Opt.Soc.Am.A11,1949-1957; J.J.Widiker等人(2006)的《High-speed Shack-Hartmann wavefront sensor design with commercial off-the-shelf optics(用商用现有光学器件的高速Shack-Hartmann波前传感器设计)》, Applied Optics(应用光学), 45 (2), 383-395; US7654672)。这样的4-F中继系统将在保留入射波前的相位信息的同时在没有不利传播效应的情况下将波前中继。此外,通过使用具有不同焦距的两个透镜来配置无焦成像系统而实现4-F中继,该中继可允许入射波前的放大率或缩小率具有入射波前发散度或会聚度的相关联的缩小率或放大率(见例如, J.W.Goodman, Introduction to Fourier Optics(傅里叶光学导论), 2nd ed. McGraw-Hill, 1996)。

[0047] 图1示出了使用4-F中继系统的循序波前传感器100的实施例的示例性示意图。具有波前102的线性偏振输入光束由第一透镜104聚焦。聚焦光束行进通过偏振分束器(PBS) 106,该PBS被安排为其通过偏振方向与入射光束的偏振方向对齐。作为结果,线性偏振会聚光束将通过PBS106。四分之一波片108被放在PBS106后,其快轴被取向为使得在通过四分之

一波片108后出射圆偏振光束。

[0048] 在以下描述中,术语“波前移动”用于描述波前在最终波前像平面处的二维横向移动,而术语“波前扫描”用于描述通过使用光束扫描仪或移置器实现的波前移动。

[0049] 输入会聚光束聚焦在一安装在马达轴114上的倾斜扫描镜112的反射面上。被该镜反射的光束是发散的,其光束中心主光线方向改变,改变后的方向取决于扫描镜112的倾斜角度以及马达114的转动位置。预期的是反射光束仍为圆偏振,但其圆偏振旋转方向则从左手变为右手或从右手变为左手。因此,当其在返回路径上第二次通过四分之一波片108时,光束再次变成线偏振,但其偏振方向旋转为相对原始入射光束的偏振方向的正交方向。因此,在偏振分束器106处,返回的光束大部分将被反射到左侧,如图1中的虚线光线所示。

[0050] 第二透镜116被放置在左侧,紧邻着PBS106以准直被反射的发散光束并产生原始输入波前的复制品124。由于扫描镜的倾斜,经复制的波前124被横向移动。孔118被放置在第二透镜116之后且正好在子波前聚焦透镜120前方,从而选择经复制波前124的一小部分。子波前聚焦透镜120将所选择的子波前聚焦到位置感测设备122上,位置感测设备122被用于确定从循序选择的子波前生成的聚焦后光点的光心(centroid)。通过步进方式旋转马达114且改变扫描镜112的倾斜角度,可控制经复制波前的半径以及方位角移动的量,以使可选择经复制波前的任何部分来以循序方式通过孔118。作为结果,在标准Hartmann-Shack波前传感器的情况下,可表征原始入射光束的整体波前,只是每个子波前的光心现在是循序地获得而非以并行方式获得。

[0051] 图1中所描绘的该示例的第一及第二透镜104及116起到了4-F中继系统的功能。光束扫描仪112位于第一透镜104的后焦平面或傅立叶变换平面处,同时也位于第二透镜116的前焦平面处。

[0052] 然而,当4-F中继系统被用在图1所描绘的循序波前传感器(其使用位于傅立叶变换平面处或附近的角光束(angular beam)扫描仪来移动波前)中时,如果来自眼睛的原始波前的绝对屈光度值较大(正值或负值),在傅立叶变换平面处的光束宽度可太大以致光束扫描仪无法完全截取。为了覆盖较宽的眼睛屈光度范围,光束扫描仪需要具有大的光束交互窗口以确保不损失来自眼睛瞳孔的光能。不幸的是,这样的大窗口尺寸光束扫描仪通常不容易获得,或如果可买到,如果需要高速扫描则体积将会非常庞大而且昂贵。因此,需要一种光学设计,允许在循序波前传感器中使用相对低成本且可在市场上买到的光束扫描仪来覆盖较大的眼睛屈光度范围。

[0053] 图2A示出了一个示例性实施例,其中单级4-F波前中继系统与透射波前移动设备组合,其中该透射波前移动设备横向扫描波前以使经移动的波前的仅一部分得以通过波前采样孔并聚焦到位置感测设备上。在这个实施例中,光束路径是展开的。应当注意到展开光束路径的目的是易于解释技术细节。在实际设备中,可用不同方式折叠光束路径。例如,可折叠或弯曲光束路径以使设备在物理上紧凑,从而使该波前传感器易于与狭缝灯生物显微镜或手术显微镜集成。

[0054] 在图2A的示例中,4-F中继系统的第一透镜204具有40mm的直径以及200mm的有效焦距,这是眼科手术显微镜的一般焦距(大致等于其工作距离)。眼睛优选地位于4-F中继系统的第一透镜204的前焦平面处或其附近。4-F中继系统的傅立叶变换平面A位于第一透镜204的后焦平面以及第二透镜216的前焦平面处,如大写字母A表示的垂直虚线所示。在这个

示例中,4-F中继系统的第二透镜216具有40mm的直径以及80mm的有效焦距。4-F中继系统的中继后的波前像平面位于第二透镜216的后焦平面,如大写字母B表示的垂直虚线所示。由于4-F中继系统中使用的两个透镜具有不同的有效焦距,如本领域技术人员所周知地,来自眼睛的入射波前的复制或像在横向尺寸被光学缩小了 $200/80=2.5$ 倍。

[0055] 如从图2A中可看出,当眼睛是正视眼且因此来自该眼睛的波前接近于平面,来自该眼睛的光束是相对窄且平行的光束,如实光线所表示那样。如果眼睛瞳孔具有5mm的直径,例如,则光束将在直径上大约为5mm。准确的光束形状还取决于视网膜上的光散射点尺寸,该尺寸因变于递送到眼睛来创建波前的光束(图2A中未示出)。

[0056] 在通过4-F中继系统的第一透镜204后,来自眼睛的光束将聚焦在第一傅里叶变换平面A处的光轴上,在此处该光束从会聚光束变换为发散光束。该光束由4-F中继系统的第二透镜216重新准直,且由于4-F中继系统中使用的两个透镜有效焦距的差别,光束直径将减少为2mm。在这种正视眼情况下,如果如图1所描绘的示例,在第一傅里叶变换平面A某处放置具有相对较小窗口的光束扫描仪,则该光束会被放置在那里的光束扫描仪完全截取。同时,在傅里叶变换平面A处的角度扫描将会在4-F中继系统第二透镜216后被变换为横向光束移动,就如本领域专业技术人员所众所周知的。

[0057] 然而,如果眼睛无晶状体或高度远视或高度近视,来自眼睛的波前将不再是平面而是非常发散或会聚。换言之,来自眼睛的光束不再是相对平行的光束;而是,它将是发散光束或会聚光束。图1中较短的虚光线示出了具有屈光度值为+30D的发散波前的情况(我们将来自眼睛的发散波前定义为具有正屈光度值,将来自眼睛的会聚波前定义为具有负屈光度值)。+30D表示普通的无晶状体(具有一般的远视屈光度值+20D)加上附加的角膜诱发的远视+10D。如可见,当较短虚光线代表的发散光束传播到傅里叶变换平面A时,光束宽度非常大。事实上,如果眼睛瞳孔直径为5mm且来自眼睛的波前具有+30D的远视屈光度值,就相当于在自由空间中从位于眼睛瞳孔平面后33.3mm处或距离4-F中继系统第一透镜233.3mm处的点光源发出的发散光束。该发散光束受限于在距点光源33.3mm处的5mm眼睛瞳孔,形成发散光锥。

[0058] 根据给定的假设,可发现,当到达4-F中继系统的第一透镜位置时,该光束直径将达到35mm,当到达傅里叶变换平面A时,该光束直径将达到30mm。因此如果,如图1所描绘的示例那样,在傅里叶变换平面A处使用光束扫描仪来实现移动波前的目的,则对于5mm的眼睛瞳孔,所需的窗口尺寸直径至少为30mm。这样的大窗口尺寸扫描仪在成本、尺寸、以及商业活力方面皆不理想。

[0059] 在图2A中的较长虚光线示出了-20D的高度近视情况,其中来自眼睛的会聚光束将在离开眼睛距离50mm处会聚成一点并如较长虚光线所示变换为发散光束。虽然该-20D光束在位于两个透镜之间的傅里叶变换空间内比+30D光束窄,但仍然比正视眼光束宽得多。这些讨论示出,图1中所描绘示例的扫描方案仅能在有限屈光度范围内起作用,这取决于位于傅里叶变换平面附近某处的扫描仪光束交互窗口尺寸的限制。

[0060] 在本公开中,我们提议将诸如光束扫描仪之类的波前移动设备不安排在第一及第二透镜之间的第一傅里叶变换空间内,而是位于波前像空间或后续级的傅里叶变换空间。

[0061] 如图2B中可见,图2B是对应于其中光束相对窄的轴向范围内的图2A的波前像空间内的区域的放大示意图,当较短及较长的虚光线表示的光束到达波前像平面B时,它们将与

正视眼情况下一样缩小到2mm的光束直径。然而,由较短虚光线表示的光束将在中继后波前像平面B之前的波前像空间内从高度会聚光束变换为高度发散光束,而由较长虚光线表示的光束将在中继后波前像平面B之后的波前像空间中从相对高会聚光束变换为相对高发散光束。换言之,来自眼睛瞳孔的波前传输到波前像平面B,其中+30D光束在波前像平面B处高度发散,而-20D光束则在波前像平面B处相对高度会聚。

[0062] 相对于物空间中的情况,经中继的波前的横向大小的光学缩小是与光锥发散度(或会聚度)的增加相关联的。可使用薄透镜成像公式对其进行计算,对于来自眼睛的+30D发散波前,中继后的点光源像位于B平面前5.33mm处,而对于来自眼睛的-20D会聚波前,中继后点光源像位于B平面后8mm处。

[0063] 假定在物或患者眼睛一侧,+30D锥形束发散度(定义为在一轴位置处光束宽度和点光源位置与光束宽度测量平面之间距离的比)为 $5\text{mm}/33.33\text{mm}=0.15$,而现在在中继后锥形束发散度为 $2\text{mm}/5.33\text{mm}=0.375$,因此锥形束发散度增加了 $0.375/0.15=2.5$ 倍。类似地,-20D锥形束会聚度为 $5\text{mm}/50\text{mm}=0.1$ 而现在为 $2\text{mm}/8\text{mm}=0.25$,因此锥形束会聚度也增加了 $0.25/0.1=2.5$ 倍。

[0064] 因此,对于5mm眼睛瞳孔的+30D至-20D的眼睛波前屈光度范围,在波前像空间中有在其上光束相对较窄的轴向范围。问题在于将波前移动设备(诸如光束扫描仪)安排在该轴向范围内何处以光束扫描仪可完全截取光束,当经扫描后的光束到达波前中继平面B时还存在经中继后波前的横向移动。

[0065] 要注意,波前光束宽度范围因变于眼睛瞳孔尺寸,因此可通过扫描中继后的波前上的较小区域来调整每特定光束扫描仪窗口尺寸上的眼睛波前屈光度测量范围。因此可利用这一性质对眼睛瞳孔尺寸上的较小区域进行采样,以获得不同的校准曲线且因此覆盖甚至更大的眼睛屈光度测量范围。

[0066] 对于完美的波前中继系统,在波前中继平面B处,光束宽度直径将为2mm。在5mm眼睛瞳孔的从+30D至-20D眼睛屈光度范围内,沿光轴的光束宽度将根据眼睛的波前屈光度值在波前像空间中变化,但会被限制在由波前中继平面B右侧的较短虚光线以及由波前中继平面B左侧的较长虚光线所表示的特定空间体积内。在图2A及图2B所示的情况中,安排透射光束扫描仪或偏移器212的最佳位置是波前中继平面B的左侧某处,只要扫描仪窗口在整体预期眼睛屈光度范围内大于光束宽度即可。

[0067] 例如,如果透射光束扫描仪212具有直径约4mm的光束交互窗口;如图2B中虚线框所示,该扫描仪212可被安排在波前中继平面B的左侧。透射光束扫描仪212可以是电光、磁光、声光、液晶、或机械扫描仪。应当注意到,一般而言,透射光束扫描仪由具有大于空气的折射率的光学材料制成,且因此波前中继平面B将会被进一步推向右侧,如果扫描仪是角度扫描仪,这对于在波前中继像平面B横向移动波前方面是有利的。

[0068] 换言之,在角度光束扫描仪的情况下,光束扫描仪前表面与波前中继平面B之间的距离将会影响到为能采样整体波前所需的扫描角度范围。如果该光束扫描仪的光束交互窗口较大,可将其安排在更左侧以减少扫描角度范围要求。可选地,如果根据扫描仪规范的扫描角度范围达不到所要求的,则可执行光学设计优化以为一级4-F波前中继的第二透镜选择较短有效焦距的透镜以确保光束扫描仪的所得扫描角度范围要求在设备的规范内。

[0069] 应当注意到,在角度光束扫描仪的情况下,当波前被中继到波前像平面B时,可能

会遭受DC角度或波前倾斜偏移以及一些其他附加像差,诸如像散和/或彗形像差。然而,如本领域专业技术人员所众所周知,可通过校准及软件数据处理考虑到这些DC偏移和/或附加固有像差,从而可从所测得的整体像差中减去上述像差。

[0070] 图3示出了用于进行该扫描的透射角度光束扫描仪312的示例性情况。在这个示例中,假定该光束扫描仪312具有的光学介质,其长度使波前像平面B正好位于扫描仪介质的后出射平面处。如可见,当角度扫描来自眼睛的准直的正视光束时,当该光束到达波前像平面B时,除了整体光束的横向移动外,还存在波前倾斜的DC偏移。作为结果,当正视波前被波前采样孔318采样并被子波前聚焦透镜320进一步聚焦以落在可位于子波前聚焦透镜318的焦平面处或位于该焦平面后的位置感测设备(PSD)322上时,像点并不在PSD322的轴向中心位置。而是,由于波前倾斜,会存在DC偏移。

[0071] 在图3中,分别由较短及较长虚线示出+30D光束以及-20D光束的像点位置。由于在到达(hit)子波前聚焦透镜前光束是发散或会聚的,它们并未很好地聚焦在焦平面处,且位于不同于正视情况下的参考像位置的位置处。然而,该像点仍可用于表示像点光心位置,且仍可进行校准使像点位置与实际波前像差相关。

[0072] 应当指出的是在这种情况下,如果位置感测设备322是2D(二维)横向效应检测器或2D检测器阵列(诸如CCD或CMOS图像传感器),可通过基于软件的数据处理算出光心位置。然而,如果位置感测设备322是象限检测器,如果像点太小,它可只落在四个象限中的一个,则不可能算出像点的光心位置。另一方面,如果像点太大,它可落在象限检测器之外,使读数不准确。此外,对于相比平面子波前而言会聚或发散的采样后子波前,在象限检测器上的像点尺寸可变化,且作为结果,不同的倾斜角度会导致落在4个象限中每一个的相同的光能比例。

[0073] 为了克服这些限制,子波前聚焦透镜320的轴向位置和/或焦距可改变或动态可变的,以确保像点足够大或大到期望尺寸范围(例如具有约等于一个象限尺寸的尺寸或直径)以使像点可由四个象限共享。可选地,可合适地选择子波前聚焦透镜318的焦距,且还可合适地选择象限检测器的位置,以确保在期望的眼睛屈光度测量范围内,像点总是由四个象限共享且不会移动到超出象限检测器的光敏区域。又可选地,象限检测器的位置也可动态可移动,特别是轴向地可移动,来满足(cater)采样子波前像点尺寸的变化。又可选地,可使用旋转三透镜作为子波前聚焦透镜以将像点尺寸保持在预期尺寸范围内。又可选地,可将扩散器安排在象限传感器前,来有意扩散相对较好聚焦且较小的像点,以使其行进通过扩散器的特定距离后,该像点由四个象限共享。

[0074] 图4示出了通过使倾斜玻璃块落入光学路径或绕光束轴旋转这样的玻璃块并改变倾斜角度,来实现的透射光束扫描仪412的另一个示例。扫描仪412是光束位移扫描仪。由于玻璃块的折射率高于空气,波前像平面B被进一步推向右。玻璃块倾斜角度和/或厚度将确定光束位移的量。同样,存在作为光束位移扫描的结果所引入的波前的附加像差(例如像散),但同样可通过校准及软件数据处理考虑这些附加像差。

[0075] 图5示出了反射光束扫描仪512的示例,该反射光束扫描仪512被用于侧向反射波前光束并同时扫描该光束。应当注意到虽然在图5中,波前光束被示为被侧向偏转为该光束相对于入射光束旋转约90度,这不应当是一个限制且光束可被偏转任何角度。与偏转光束大约90度相关的一个问题是在反射扫描镜上的光束形状通常是类椭圆形且这种方式可对

反射扫描镜形状和/或尺寸有更为严格的要求。另一个问题在于,由于角度扫描仅相对于通过枢转点的镜面法线对称,因此波前的横向移动将不会精确对称,这实际上会对扫描镜的驱动信号或用于算出准确波前像差的算法及数据处理软件产生附加负担。

[0076] 图6示出了在横向移动波前方面更为对称的一个实施例。这个实施例使用组合光能高效反射配置的光束扫描镜612,其本质上是图3的光束折叠版。在这个实施例中,假定入射波前是线性p偏振且偏振分束器(PBS)606组合四分之一波片608或法拉第旋转器来充当隔离器。当波前光束被反射光束扫描镜612反射回去并第二次通过波片608或法拉第旋转器时,光束偏振方向将被旋转到正交方向或到s偏振方向,且作为结果,该光束将由偏振分束器606侧向或向下反射到波前采样孔618,从那里经采样的子波前将被子波前聚焦透镜620聚焦并落在位置感测设备(PSD)622上。由于需要覆盖较大的眼睛屈光度范围,PBS606需要在相对大的入射角范围内起作用,虽然还可使用其它特别设计的立方体或板式PBS,但对于PBS606而言较好的选择可能是被设计为在期望的近红外波长范围内操作的基于线栅的偏振分束器板。

[0077] 此时,应当注意到除了中继波前一次外,可对波前进行两次或多次中继,以引入一些有益的波前移动选择或机会。例如,可将中间波前中继平面内的波前横向缩小至较小尺寸并将光束扫描仪甚至放置在该中间波前中继平面后,仍可实现横向扫描,并然后通过下一个波前中继级将波前放大到期望的波前尺寸以供采样。

[0078] 更重要的是,可选择用于第二级波前中继的透镜焦距,从而对于较大的眼睛屈光度测量范围,波前光束宽度在第二傅立叶变换平面处足够小,使其可被角度波前移动设备或光束扫描仪完全截取。作为结果,位于第二或后续傅立叶变换平面处的角度扫描将导致位于最终波前像平面处的波前横向移动,并且解决DC波前倾斜问题。

[0079] 图7示出了光束路径展开的实施例,其中在示例性波前传感器模块中使用了两个级联级4-F波前中继或8-F波前中继。在这个实施例中,通过在第二傅立叶变换平面C处或其周围角度扫描波前光束,来实现循序横向波前移动,在该第二傅立叶变换平面C处或其周围波前光束宽度(在整个预期的眼睛屈光度测量范围上)被保持在一定范围内以被光束扫描仪712完全截取。

[0080] 注意第一4-F波前中继级与图1中相同。在图7的示例中,第二4-F波前中继级是通过使用第一及第二透镜740及742实现的,两个透镜具有相同的焦距(8mm)以及相同的直径(8mm)。注意如后面将示出的,第二级也可使用不同焦距的透镜。两个级联的波前中继级在图7的示例中恰好(nicely)连接,但这并不意味着绝对需要精确的级联。

[0081] 如图7中所示,在波前像平面B处的第一波前中继后,波前光束宽度将减少2.5倍,但光束发散度和/或会聚度范围则将提高2.5倍,如前文所讨论的。由于第二4-F中继级的第一透镜的较短的焦距(8mm)以及相对大的数值孔径(NA),波前光束宽度如今在第二傅立叶变换平面C比其在第一傅立叶变换平面A处时要小得多。因此可在第二傅立叶变换平面C处安排透射角度光束扫描仪712以完全截取波前光束。通过在第二傅立叶变换平面C角度地扫描波前光束,在未引入任何DC波前倾斜的情况下,在第二波前像平面D处的波前像将被横向移动。在第二波前像平面D处,经横向移动的波前可被波前采样孔718采样并由子波前聚焦透镜720聚焦到位置感测设备(PSD)722上,如前文所讨论的。

[0082] 如本领域专业技术人员所众所周知地,为了确保在第二傅立叶变换平面处的波前

光束宽度较小,用作第二4-F中继的第一透镜740的透镜需要具有相对较短的焦距以及相对较大的数值孔径(NA)或锥形束接收角。

[0083] 图8示出了第二级4-F波前中继的一个实施例,其中单透镜840被两次使用且与反射光束扫描仪812、偏振分束器(PBS)806、以及四分之一波片($1/4 \lambda$ plate)808组合,以在第二波前像平面D处实现横向波前移动。如在图8中可见,如果平面B处的第一波前像具有2.00mm的波前光束直径,通过使用第二级4-F波前中继的8mm焦距透镜840,使用薄透镜公式可发现,对于来自眼睛的+30D波前光束,在第二傅立叶变换平面C处的波前光束宽度为3.0mm。事实上,即使来自眼睛的波前是高度近视并具有-30D的屈光度值,在第二傅立叶变换平面处的光束宽度将仍为3.0mm,这仅是因为第二傅立叶变换C处的光束宽度直接取决于第一波前像平面B处波前倾斜的角度分布,且对于+30D和-30D波前,尽管一个为会聚另一个为发散,但当它们在第一波前像平面B处成像时,具有相同的角度分布。因此如图8所示的设计能覆盖从-30D到+30D的眼睛屈光度测量范围。

[0084] 在平面C(第二傅立叶变换平面)处直径为3.0mm的光束可被,例如,基于MEMS(微机电系统)的角度光束扫描仪812所反射并返回再次通过相同的8mm焦距透镜840。由于使用了四分之一波片808以及PBS806,波前光束在返回路径中当到达PBS806时,该波前光束的偏振将旋转90度成为与初始偏振方向垂直,且因此该光束将会侧向偏转(图8中为向下)。可将波前采样孔818放置在第二波前像平面D处(如果PBS是玻璃立方体,平面D将会被进一步推远)来采样预期的子波前。采样后的子波前可如前所讨论地通过子波前聚焦透镜820从而落在位置感测设备(PSD)上。

[0085] 应当注意到,在图8中MEMS扫描仪反射表面被示为与入射波前光束的光轴垂直,从而波前采样孔818仅采样了波前的中心部分。由于采样中心部分,对于正视波前、远视波前、以及近视波前,虽然对于三种情况的每一个像点尺寸是不同的,但是经采样后的子波前的平均倾斜垂直于子波前聚焦透镜820的光轴,且因此落在位置传感检测器822上的像点被合适地对中。换言之,当仅采用了来自眼睛的波前的中心部分时,对于这三种情况而言,在位置传感检测器822上的光心位置是相同的。

[0086] MEMS扫描仪应被解释为能角度扫描入射波前光束,从而可在没有任何DC波前倾斜偏移的情况下,横向移动平面D处的中继后的波前,图9示出了这样一种情况。注意在这种情况下,采样孔918所采样的正视波前相对于位置传感检测器(PSD)922仍是对中的,但是对于远视及近视波前,它们现在偏离了中心并处于相对的两侧。最终结果与在第一傅立叶变换平面A处使用具有较大光束交互窗口的扫描仪角度扫描该波前光束基本相同,这可导致波前在第一中继后的波前像平面B处的横向移动。区别在于现在可使用具有小得多的光束交互窗口的扫描仪。

[0087] 图8及图9的配置的一个问题在于,PBS和四分之一波片可引入附加不期望的反射以及光能损失。此外,PBS需要具有较大入射角接收范围,这意味着最可能应使用线栅型PBS(与标准PBS相比光能效率较低)。而且,四分之一波片也最可能需要是零级波片,从而覆盖较广的光束入射角范围及较广的波前光束光谱宽度范围,如超辐射发光二极管(SLD)光源的情况。

[0088] 图10示出了第二4-F波前中继级的可选实施例。在这个实施例中,波前光束未被反射返回并扫描。而是以倾斜侧向的方式反射及扫描波前光束,只要反射后的波前光束没有

到达第二4-F中继的第一透镜1040即可。同时,反射后的波前光束以及入射波前光束之间的角度可保持相对较小以减小对MEMS扫描仪1012表面积的要求,但是另一个角度(诸如45°)也可使用。此外,第二4-F中继的第二透镜1042的焦距现在大于第二4-F中继的第一透镜1040的焦距。

[0089] 这种安排具有许多优势。第一个优势在于,与图8和图9相比,不再需要PBS以及四分之一波片,作为结果,解决了与光能损失以及不需要的反射相关的问题。第二4-F中继所使用的第一及第二透镜1040和1042可为SLD光源的相对较窄的光谱范围而进行光学防反射涂层。这也将导致实质上的组件成本节省。第二个优势在于,第二4-F中继的第二透镜1042的焦距可根据偏好选择,从而在第二波前像中继平面D处产生具有期望光束宽度的中继后的波前像。

[0090] 因此,在根据眼睛屈光度测量范围以及制造波前传感器模块所需要的对齐和/或组装精确度来控制/或实现所期望的波前光束宽度范围方面,在选择第一4-F中继第二透镜的焦距以及第二4-F中继第一透镜1040的焦距时,可存在更多优化机会。第三个优势在于,通过将反射后的波前光束以及入射波前之间的角度控制得相对较小,落在反射扫描镜面上的波前光束尺寸可保持较小。第四个优势在于,由于在第二傅里叶变换平面再次进行角度扫描,将不再出现如前所讨论的波前倾斜DC偏移。与图8及图9中的实施例相比,第五个优势在于,光学元件/组件的不再被放置地过于相互接近,作为结果,用于安装它们的机械设计将简单许多且较少约束。

[0091] 如图10中可见,对于正视、远视、以及近视三种情况,在第二波前像平面D处移动波前,采样后的波前在被聚焦到位置传感检测器1022上后,将与图9中的表现非常类似。换言之,采样孔所采样的正视波前相对于位置传感检测器仍然对中,但对于远视及近视波前,它们现在与中心分离并位于相对的两侧。

[0092] 图10的实施例的一个缺点在于,与图9的实施例相比,MEMS扫描仪1012的扫描驱动图案可略微复杂。响应MEMS镜扫描的波前横向移动可能不同。当扫描角度范围不大时,该响应可近似线性关系,但可能需要以椭圆驱动信号代替圆扫描以产生圆扫描。另一方面,如果角度扫描范围较大,该响应可能非线性,可能需要改变驱动信号以便以漂亮的圆扫描结束。可选地,可使用其他扫描图案以及引入软件数据处理来提取波前信息。

[0093] 应当注意到,当在第二或后续傅立叶变换平面处执行波前扫描动作时,可使波前光束宽度比在第一傅立叶变换平面处的波前宽度小得多。因此,除了在图7至图10中讨论的之外,使用前述的其他角度光束扫描手段在最终波前像平面实现波前移动也是可行的。一个好的示例是在第二傅立叶变换平面C处使用小型旋转光楔实现对波前的圆环采样。

[0094] 此时,应当注意到,当采用两个或以上波前中继级的方法时,可将中继级一个接一个精细地互连、或略微互相重叠、或彼此略微分离。因为,即使波前未被精确地中继,仍可用较准处理差异,该系统仍可工作。此外,具有多重波前中继级时,由于存在未被占用的波前像平面(多个),还可将可变焦距透镜放置在中间波前中继平面处,来动态改变波前的球屈光度值以补偿该球屈光度值的较大DC偏移及/或进一步改善波前传感器的屈光度动态测量范围。可选地,还可使用具有不同聚焦能力(正的和负的)的相对较小的透镜放在一个或更多波前像平面(多个)中以实现球屈光度补偿或改善波前传感器的屈光度动态测量范围。

[0095] 应当指出,除了波前移动器或光束扫描仪外,还存在对于其他光学元件的优选选

择。例如,已经提及当来自患者眼睛的波前光束高度发散或高度会聚时,光束到达第一级4-F中继的第一及第二透镜时光束宽度较大,如图2及图7所示。在这种情况下,如果使用球面透镜作为第一级4-F中继的第一及第二透镜,它们,尤其是具有相对较短焦距的第二透镜,可引入球面像差。作为本公开的一个特征,可在光学波前中继系统中使用非球面透镜(多个)和/或球面像差补偿板(多个),从而实质上减少由于使用球面透镜(多个)而引入的球面像差。特定地,如果第一级4-F中继的第二透镜是平凹非球面透镜,其面对第一级4-F中继的第一透镜的前侧优选地是凸面而后侧是平的。这是因为,仅当来自患者眼睛的波前光束高度发散或会聚时,当波前光束到达第一级4-F中继的两个透镜时较宽,且其中通过两个透镜的外围光线需要进行校正以减少球面像差。另一方面,当来自患者眼睛的光束接近于正视时,光束将较窄,因此仅与两个透镜的中心或近轴部分相互作用,这不会产生实质上的球面像差。相同的论据也可应用于第二级。

[0096] 应当注意到,如图2及图7所示的波前中继系统可为没有精确定位在所设计距离的患者眼睛工作。只要眼睛位置在一个特定范围内并由,例如,基于低相干干涉测量所已知,而且因变于眼睛屈光度值的系统输出的响应是单调的,可使用用于实际眼睛位置的经校准关系来算出眼睛波前像差。换言之,所允许的眼睛位置范围应当使得在预期的眼睛折射屈光度范围上,在预期工作距离处的有效波前不通过任何奇异点(singularity point)。

[0097] 为了说明这一点,我们看一下患者眼睛位于距第一透镜150mm而非200mm处的情况,如果患者眼睛是具有屈光度值+20D的远视眼,其实际上这相当于位于眼睛瞳孔平面后50mm处的点光源,或位于距离第一4-F中继的第一透镜200mm处(这是第一透镜的物平面)的点光源。因此,这个点光源将被中继到波前像平面仍作为点光源,这不可被合适地采样。通过该奇异点,发散眼睛波前(比如说,具有+25D屈光度值的远视眼)将实际上相当于位于第一4-F中继的第一透镜的物平面与该第一透镜之间的轴向范围内的点光源,这意味着在距第一透镜的所设计的200mm的物平面轴向位置处,有效波前现在是会聚的。这将导致系统输出不再单调。作为解决这一问题的可选方案,当发现眼睛距离在眼睛位置限制范围外时,可在4-F中继系统中放入附加透镜或透镜组以使系统响应在所设计的眼睛屈光度范围内仍旧单调。由于在现有模块中加入透镜或透镜组的成本相对于设计并制造不同模块而言要低得多,这个方法也有益于制造。

[0098] 还应当注意到,波前采样孔不必要精确地位于最终波前平面处。如果波前采样孔的轴向位置略微偏移,其结果就是对于来自眼睛的发散或会聚波前,与正视情况相比,相同采样孔尺寸将会采样到略微不同的眼睛波前的空间尺寸。若只需确定眼睛的球面及柱面屈光误差,可通过校准来解决空间采样尺寸不一致的问题。另一方面,可有意将采样孔做成动态轴向地可移动,不仅确保当眼睛位于所设计的物平面时采样孔位于波前像平面,还可满足眼睛不处于所设计的物平面的情况,以及调整采样孔轴向位置以使其在同样的采样尺寸下,采样到相同尺寸的子波前。

[0099] 图11示出了具有折叠波前光束路径的波前传感器模块的一级4-F中继实施例。在这个实施例中,波前光束路径被第一及第二镜1150及1152(镜1及镜2)折叠以使模块紧凑,而MEMS扫描镜1112与较小的偏振分束器(PBS2) 1106以及四分之一波片1108组合以按照图6所讨论地来移动波前。

[0100] 应当注意的是,通过使用MEMS扫描镜1112来反射回波前光束并围绕光轴扫描光束

(而非直接侧向偏转光束并扫描光束),使扫描旋转对称,且作为结果,当横向移动后的波前被波前采样孔1118采样并被子波前聚焦透镜1120聚焦到位置传感检测器1122上时,算出波前像差(特别是球面及柱面屈光度值以及圆柱轴)所需要的算法及数据处理软件将会是极其简单且快速。

[0101] 除了经折叠的波前光束路径外,图11中还示出了另外三个光束路径,第一个光束路径1154用于眼睛前部的成像,第二个光束路径1156用于引导固定目标到眼睛,第三个光束路径1158用于发射超辐射发光二极管(SLD)光束至眼睛以创建来自眼睛的波前光束。

[0102] 如图11中可见,可使用二向色或长波长光通分束器1160以反射至少一部分且更优选是大部分的可见光(还可能部分近红外光)且基本上或更优选是完全地传输SLD光谱范围的近红外光。二向色或长波长光通分束器1160应当具有足够大的光截取窗口以保证在预期的眼睛屈光度测量范围内的来自眼睛的波前被完全截取且不受窗口边缘的干扰。该二向色或长波长光通分束器的反射起到两个功能,一个是将由照明光源(诸如来自手术显微镜或室内照明或其他附加照明光)产生的来自眼睛的光的可见光谱部分引导到图像传感器1162以可显示实况眼睛瞳孔图像以用于各种目的,诸如帮助临床医生将眼睛相对于波前传感器模块对齐。其他功能是将可见固定目标1164的图像引导到眼睛,这样如果需要的话眼睛可具有固定目标。

[0103] 在波前传感器模块中的反射后的光束路径进一步向下是小型分束器1166,其起到了分裂/组合固定目标相关光束以及图像传感器相关光束的功能。该小型分束器1166可具有各种光谱性质。例如,它可以是设计为在可见光谱范围内操作的简单50:50宽带分束器。然而,为了更好的光学效率,如果固定光源1164具有相对较窄的光谱宽度,可使小型分束器1166的反射光谱与固定光源光谱相匹配以允许固定光的良好反射并将光谱其余部分传输到图像传感器1162。但固定目标1164以及图像传感器1162的位置可交换(如图12所示),且因此小型分束器1166的反射以及透射光谱性质也可进行改变。

[0104] 位于图像传感器前的透镜(透镜1)1168可被设计为在显示器(未示出)上提供患者眼睛前部的实况图像的期望的光学放大。该透镜可以是如果需要可调整焦距的动态透镜,以确保图像传感器平面与眼睛瞳孔平面共轭,从而可获得清晰的眼睛瞳孔图像。该透镜也可以是变焦透镜以使临床医生/外科医生可使用它根据他的/她的期望来改变放大率。位于固定目标前的透镜(透镜2)1170可被设计为向患者眼睛提供尺寸及亮度合适的舒适的固定目标。它还可被用于调整焦点以确保固定目标与眼睛视网膜共轭,或根据临床医生/外科医生的需要将眼睛固定在不同距离或甚至模糊眼睛。固定光源1164可以期望的速度闪光或闪烁或变色以将其与,例如,手术显微镜的照明光区分开。固定光源的颜色也可变化。固定目标1164可是诸如由光源背投照明照明的热气球之类的图像或其显示的图案或光点根据临床医生/外科医生的期望而变化的微型显示器。此外,可使用基于微型显示器的固定目标来引导患者在不同方向凝视,从而可生成2D眼睛像差图阵列,该阵列可用于评估患者的非中心或周边视力的视敏度。

[0105] 固定目标、眼睛前部像、和/或其他数据还可传输回显微镜且通过目镜(未在任何光学配置中示出)使其可见。通过二向色或分束器的方式通过一系列透镜或与显微镜或生物显微镜工作距离共面的物理距离,该信息将与观察者的视线同轴投影。

[0106] 图像传感器1162可以是黑/白或彩色CMOS/CCD图像传感器,而固定光源可以是红

色或绿色发光二极管(LED),基于不同背景照明条件,其输出光能动态地和/或手动地可控。例如,当打开来自手术显微镜的相对强的照明光束时,可将固定光源的亮度增加以使患者易于找到固定目标并凝视它。可变光阑或孔(图11中未示出)也可被安排在透镜1168前或后以控制眼睛前部的实况图像的景深。通过动态改变孔的尺寸,可控制当眼睛轴向地移动远离设计距离时的模糊程度,而因变于光阑或孔尺寸的模糊与眼睛轴向位置之间的关系,可被用于确定眼睛轴向距离的信号。作为可选项,还可通过众所周知的工具测量眼睛距离,诸如使用两个或更多近红外照明光源的角膜反射的近红外像点的三角测量法,也可采用下文将公开的基于低相干干涉的眼睛距离测量法。

[0107] 除了提供实况眼睛瞳孔图像外,图像传感器信号还可用于其它目的。例如可在平视显示器上或结合到狭缝灯或手术显微镜目镜内的半透明微型显示器上显示该实况图像。

[0108] 该实况图像可用于检测眼睛瞳孔的尺寸及横向位置。当发现瞳孔尺寸较小时,可相应减小波前采样区域。换言之,可以闭环方式来使用瞳孔大小信息,来根据瞳孔尺寸自动和/或动态调整及/或按比例缩放波前传感区域,或是增加/减少或控制眼睛屈光度测量的动态范围。

[0109] 当发现瞳孔没有足够良好地对中时,可使用眼睛瞳孔的横向偏移量来补偿将由这样的瞳孔位置偏移引起的所测得的波前误差。此外,可扫描SLD光束以跟随眼睛瞳孔使SLD光束总是从所设计的角膜位置进入角膜以,例如,防止由角膜返回的镜面反射SLD光束进入波前传感器的位置感测设备/检测器(PSD)。入射的SLD光束亦可由图象传感器成像,用于为眼睛对中,或有意使SLD光束与瞳孔中心偏移,或用于提供反馈/引导以确定眼睛相对于SLD光束的位置。用于波前采样的波前光束移动器/扫描仪也可适当的偏移进行调谐,以跟随眼睛瞳孔的移动。进一步,当发现以下情况时,如眼睛正在用水进行冲洗,或存在光学气泡,或眼睑处于光学路径中,或面部皮肤、外科医生的手、手术工具或仪器处于图象传感器的视野中并阻碍了波前光束路径,可放弃波前数据以排除“暗”或“亮”数据,可关闭SLD1172。

[0110] 图象传感器也可组合固定目标,协作地确定眼睛与波前传感器模块的距离。由图象传感器捕获的Purkinje图象也可用于基于反射原理确定有效透镜位置(ELP)。图象传感器也可和与校准/对齐相对的折射波前能量移动结合的波前传感器一起工作,作为“眼睛追踪器”。

[0111] 进一步地,可使用波前传感器算出眼睛是否干燥并且可用视频或音频信号形式的提醒发送到外科医生或临床医生以提醒他/她何时冲洗眼睛。而且,还可使用来自于图像传感器的信号标识患者眼睛是处于有晶状体、或无晶状体、或人工晶状体状态,相应地,可仅在需要的周期中打开SLD脉冲,或可实现其他变量、控制,或度量。这些方法可减少患者在SLD光束下的整体暴露时间,且因此可能允许使用更高的峰值功率SLD脉冲以增加波前测量的信噪比、改进反馈度量,或通过用户界面/显示器来实现使用者输入域特征。

[0112] 在图11中,使用了较大尺寸偏振分束器(PBS1)1174将超辐射发光二极管(SLD)光束发射到患者眼睛。使用较大窗口尺寸的原因是确保在预期的大屈光度范围上的来自眼睛的波前光束不是被PBS部分截取,而是完全截取。在这个实施例,来自SLD1172的光束是s偏振的以使该光束可实质上被PBS1172完全反射并被发射到眼睛用于创建眼睛波前。

[0113] SLD光束可被预成型或操作以使当光束在角膜平面处进入眼睛时,该光束可在角膜平面处被准直或聚焦或部分聚焦(发散或会聚)。当SLD光束作为一小像点落在视网膜上

时,其将会被反射和/或散射;或者如果该光束具有预定的形状,可估计出反射光的几何形状或几何形状的改变。作为本公开的一个方面,SLD光束也可被直接用作患者的固定目标。因此产生的返回波前光束将同时具有原始偏振和正交偏振。如同本领域的专业技术人员众所周知,对于眼科波前传感器应用,一般仅正交偏振波前光束被用于眼睛波前测量。这是因为在原始偏振方向,可具有有来自角膜及晶状体/IOL晶状体的相对较强的反射的SLD光波,这可对波前测量值引入明显的误差。因此较大偏振分束器1174的另一个功能是仅允许正交偏振波前光束通过并侧向引导沿原始方向偏振的返回的波前光束使其被吸收或用于其它目的(这将在下文中讨论),诸如监测是否有被角膜或眼睛晶状体反射回波前传感器模块中的SLD的镜面反射。

[0114] 在图11中,带通滤波器1176被安排在较大偏振分束器1174后以拒绝任何可见光和/或周围背景光,而仅允许SLD1172生成的波前光束中的期望的相对窄的光谱进入波前传感器模块的剩余部分。

[0115] 应当注意到,二向色或长波长光通分束器1160,较大尺寸偏振分束器(PBS1)1174、以及带通滤波器1176可沿波前光束路径安排在任何地方。然而,通过将二向色或长波长光通分束器放置在较大尺寸偏振分束器(PBS1)前,可避免可由于SLD光束被偏振分束器1174(特别是如果其是一立方体PBS)反射而导致的散射的SLD光在实况眼睛瞳孔图像上的成像。此外,通过将该二向色或长波长光通分束器1160、较大尺寸偏振分束器1174、以及带通滤波器1176安排在第一波前中继透镜1104以及第二波前中继透镜1116之间,在预期的眼睛屈光度范围上的波前光束的入射角度将在较小的范围内,这样所有这些光学组件可在具有标准涂层时更好地提供期望的性能。

[0116] 对于波前传感器模块的光学配置,还可存在各种变形。在图11中,示出的SLD光束是静止的。然而,SLD光束也可被扫描以提供附加优势。图12示出了具有两个4-F波前中继级的波前传感器模块的另一个实施例。注意在这个实施例中,如图11中所示的用于弯曲波前光束的一个镜子(镜1,即1150)被移除了,并由较大偏振分束器(PBS1)1274代替,其中SLD光束从这个PBS1274后发出。此外,SLD光束被扫描以跟踪较小的眼睛移动和/或落在角膜的不同位置上及/或落在视网膜上一小块所扫描的区域上。还要注意,窄带通滤波器1276现在被安排在较大偏振分束器(PBS1)1274和下一个光束折叠镜(镜2)1252之间。应当注意到,虽然仅示出了一种,但任何如图7、图8、图9、及图10所讨论的任何第二级4-F波前中继都可用于图12。

[0117] 如图12所示,由于SLD光束是从较大的偏振分束器(PBS1)1274后发出的,发出的SLD光束传播到眼睛时相对于PBS1274是p偏振的;作为结果,用于眼睛波前测量的正交偏振的波前光束相对于PBS1274是s偏振的,而且该光束将会被较大偏振分束器(PBS1)1274反射。因此,对于小型偏振分束器(PBS2)1206、相关四分之一波片1208、波前采样孔1218、子波前聚焦透镜1220、和位置传感检测器(PSD)1222的取向和/或位置需要有相应的变化,如图12所示。

[0118] 在一个操作示例中,为了确保SLD光束总是在预期角膜位置处进入眼睛并且不会由于眼睛移动(在特定的眼睛移动范围内)的结果而被虹膜部分或完全阻挡,可如图12所示,用于扫描SLD光束的角膜扫描镜1180可被放置在第一4-F中继第一透镜1204的后焦平面处,以使扫描仪位置与正视眼视网膜共轭。在这种情况下,角膜扫描镜1280的角度扫描将导

致SLD光束相对于角膜的横向扫描,但仍允许SLD光束落在相同的视网膜位置上。图象传感器所捕捉到的眼睛瞳孔实况图象可被用于算出眼睛瞳孔的横向位置,并提供反馈信号来驱动角膜扫描镜1280使SLD光束跟随眼睛移动。

[0119] 在另一个操作示例中,为了能使SLD光束落在视网膜上并扫描视网膜上一小块区域周围,如图12所示的视网膜扫描镜1282可被放置在SLD光束形状操纵透镜(透镜3)1284的后焦平面处与角膜平面共轭。另一个透镜1286(透镜4)可被用于将来自于例如单模光纤(比如一保偏(PM)单模光纤)1288的输出端的SLD光束聚焦或准直或成型到视网膜扫描镜1282上。该透镜(透镜4)也可能是动态聚焦的或轴向可移动透镜,以根据眼睛情况(例如,有晶状体、无晶状体、及人工晶状体),实现对于在角膜或视网膜上的SLD光束点尺寸的动态控制。

[0120] 视网膜上小区域的SLD扫描可提供多种益处。一个益处在于,减少由于SLD光束总是落在同样的视网膜光点区域,特别当光点尺寸特别小时,造成的散斑效应。另一个益处在于,在稍大的视网膜区域上转移光能,以使较高峰值能量的脉冲SLD光束可被发射到眼睛以提高光学波前测量的信噪比。还有另一个益处在于,使波前测量能够在一个小但相对相同的视网膜区域中被平均,使由于视网膜局部解剖(topographical)不一致造成的波前测量误差可被平均。还有另一个益处在于,通过,例如,测量当SLD光束在视网膜上扫描时的波前响应,来确定视网膜的不一致性。

[0121] 应当注意到,可独立但同时执行相对于角膜及视网膜的SLD光束扫描。换言之,两个SLD光束扫描仪可相互独立,但在同一时刻可被同步或异步启动。

[0122] 此外,应当注意到,可使治疗激光束(图12中未示出)与SLD光束组合作为眼睛手术光源并通过同一光纤或其他自然空间光束组合器递送至眼睛,并被递送至用于SLD光束的相同扫描仪(多个)或其他扫描仪,这样可扫描眼睛手术激光束用于执行眼睛的屈光或视网膜手术。SLD光束和眼睛手术激光束可具有不同的波长并使用基于光纤的波分复用耦合器或自然空间二向色组合器将它们组合在一起。具有可见波长的相同激光束或不同激光束也可用于“标记”眼睛或“引导”外科医生,即“叠加”在眼睛上以使外科医生可通过手术显微镜看到激光标记(多个)。

[0123] 虽然对于眼睛波前测量,仅使用了从视网膜返回的具有正交偏振的光束,这并不意味着来自角膜、眼睛晶状体(或IOL)、以及视网膜的具有原始偏振的返回光束是无用的。相反,这些具有原始偏振的返回光束可提供非常有用的信息。图13示出了另一个两个4-F中继级的实施例,其中第二4-F中继级与图10所讨论的类似。注意在图13中,具有原始偏振的眼睛返回光波被用于测量眼睛距波前传感器模块的距离、眼睛中眼睛晶状体(天然的或植入的)的位置、前房深度、眼睛长度、及潜在的其他眼睛解剖参数。

[0124] 如图13中可见,通过较大偏振分束器(PBS1)1374的返回光波由低相干光纤光学干涉仪收集,就如同在光学低相干(OLC)或光学相干断层扫描仪(OCT)测量中所经常采用的那样。SLD输出光纤1388可以是单模(SM)(并保偏(PM),若需要)并且可连接至正常单模(SM)光纤(或PM-SM光纤,若需要)耦合器1390,以使SLD光的一部分被发送到波前传感器模块而SLD光的另一部分被发送到参考臂1392。参考臂1392的光束路径长度可被扫描或改变或甚至切换到大致匹配那些对应于从眼睛的一个或多个光学界面返回的光的光学路径长度。从眼睛不同部分返回的光波将与通过参考光纤臂1392返回的参考光波在光纤耦合器1390处重新组合以产生光学低相干干涉。该干涉信号可被图13中所示的检测器模块1394所检测到。

[0125] 可采用各种OLC/OCT配置以及检测方案,包括光谱域、扫频光源、时域、平衡检测及其他。为了保持波前传感器模块(将附连至,例如,手术显微镜或狭缝灯生物显微镜)的紧凑,检测模块、参考臂(包括光纤回路以及可轴向扫描或移动的参考镜),乃至SLD及光纤耦合器,都可被定位在波前传感器模块外壳之外。这样做的原因在于,取决于OLC/OCT操作使用的方案,检测模块和/或参考臂和/或SLD光源可能体积庞大。例如,当采用如US7815310所讨论的平衡检测方案时,可需要将光纤光学循环器结合至SLD光纤臂。当采用时域检测时,参考臂可需要包括光学路径长度扫描仪或快速扫描光学延迟线。当采用光谱域检测时,检测模块可需要包括光学光谱仪以及线扫描相机。当采用扫频光源检测方案时,SLD光源可需要包括波长扫描仪。

[0126] 在一个操作示例中,为了确保可收集到相对较强的OLC/OCT信号,可控制角膜扫描镜和/或视网膜扫描镜,来特定地使来自,例如,角膜、眼睛晶状体(天然的或人造的)、及视网膜的相对强的镜面反射返回到光纤干涉仪,以使可测量这些眼睛组件光学界面的轴向距离。该操作可与眼睛波前测量循序地分离,因为在后者情况中应避免镜面反射。可选地,可使用两个不同的波段并采用光谱分离/组合。在另一方面,可将OLC/OCT信号强度作为波前传感器模块是否收集到镜面反射的指示,且如果是,则可放弃波前传感器数据。

[0127] 在另一个操作实例中,可在整个眼睛前段或在视网膜的特定体积扫描SLD光束并进行眼睛各部分的解剖结构测量。特定地,可使SLD光束作为少量扫描点落在角膜中心和一个或多个圆环(多个)(或其他图案,诸如放射状、螺旋形、星形)周围以便确定或测量角膜屈光力和/或晶状体(天然或人造)的屈光力。

[0128] 此时,应当注意到,用于移动波前及扫描SLD光束的光束扫描仪也可具有动态DC偏移,为本公开带来附加益处。作为本发明的一个方面,用于移动和/或扫描波前的扫描仪可被用于对作为诸如温度或机械振动之类的环境变化的结果的光学元件潜在不对齐提供补偿,以使扫描后波前光束仍相对于波前采样孔旋转对称。

[0129] 同时,根据经补偿后的像点位置,如果需要可通过校准来调整位置传感检测器(PSD)上的参考点。如果采样后像点光束相对于位置感测设备/检测器(PSD)有任何角度DC偏移,可通过校准及数据处理进行处理。

[0130] 提到通过来自图像传感器的反馈信号,用于扫描SLD光束的扫描仪可被用于跟随眼睛瞳孔在特定范围内的移动。随着眼睛相对于波前传感器模块移动,即使可使SLD光束以相同角度通过相同角膜位置进入眼睛,就如同当眼睛相对于波前传感器模块被适当对中时一样,从眼睛返回的波前光束将相对于波前传感器模块的光轴横向位移。作为结果,中继后的波前仍将横向位移。在这种情况下,可采用用于移动波前的扫描仪的DC偏移来补偿这个位移并使扫描后波前光束相对于波前采样孔旋转对称。在这种情况下,根据眼睛瞳孔横向位置,可能会存在相对于位置感测设备/检测器(PSD)的采样后的像点光束的角度DC偏移,且同样,这可通过校准及数据处理进行处理。

[0131] 通过组合图像传感器、波前传感器、镜面反射检测器、和/或低相干干涉仪提供的信息,可组合所有这些信息以实现对于正确校准曲线和/或数据处理算法的自动选择。同时,可通过音频或视频或其他手段,向外科医生或临床医生展示数据完整性指标、或置信度指标、或白内障不透明程度指标、或光学气泡存在性指标。该组合的信息还可用于眼压(IOP)检测、测量、和/或校准。该组合的信息还可用于检测和/或确认植入性人工晶状体

(IOL) (诸如多焦点晶状体)的对中和/或倾斜。该组合的信息还可用于眼睛状态的检测,包括有晶状体、无晶状体、以及人工晶状体。可组合波前传感器信号以及OLC/OCT信号来表示眼睛晶状体或视觉系统的光学介质的光学散射和/或不透明的程度。

[0132] 同样,作为眼睛手术光源的激光(图13中未示出)可与SLD组合并通过相同光纤或另一自由空间光束组合器以及SLD光束的相同扫描仪或其他扫描仪递送到眼睛,以使该眼睛手术激光束可被扫描用于执行眼睛的屈光度和/或视网膜手术以及用于微调光可调透镜的IOL功率或用于执行或微调T-切口,就如采用飞秒激光器、或术后使用切开技术LRI/AK或激光器在狭缝灯生物显微镜处可完成那样。具有可见波长的相同激光束或不同激光器也可被用于“标记”眼睛或“引导”外科医生,即“叠加”于眼睛或眼睛图像上,使外科医生可通过手术显微镜在显示器屏幕上看到该激光标记(多个)。

[0133] 此时,可在本公开中声明,已经公开了特别适合视力矫正手术的较大屈光度范围循序波前传感器。它包括:可包含一个或两个或更多个波前中继级(多个)的光学波前中继系统、位于最终波前中继像平面处或其附近的波前采样孔、位于该孔前或后的子波前聚焦透镜、位于该子波前聚焦透镜后的像点位置感测设备、以及被安排在波前像空间或傅里叶变换空间中的某处的波前移动设备(诸如光束扫描仪),用于在最终波前像平面处横向移动波前。本公开的一个方面在于,波前移动设备被选择并放置以确保在入射波前的较大屈光度范围上,波前移动设备完全截取该波前光束。优选地,中继后的波前光束在波前移动设备区域处在横向尺寸上被缩小,这样在波前移动设备空间中的特定轴向距离范围内,可将波前光束宽度维持得相对较小(即使来自眼睛的入射波前在较大屈光度范围内变化),使该光束被,例如,紧凑的光束扫描仪完整地移动。

[0134] 然而,应当注意到,波前中继系统不应当限于众所周知的4-F波前中继配置。它可是任何光学配置,只要它能用于将来自物平面的光学波前中继到像平面的功能。例如,US20100208203中所公开的波前中继配置,其包括三个透镜,其中一负透镜位于两个正透镜之间,即可一次或多次地用于本发明。

[0135] 波前光束不一定在波前移动设备空间中缩小。它可是1:1比例的波前中继系统或甚至是放大的波前中继系统。

[0136] 波前移动设备空间应当被理解为其中放置了该波前移动设备的体积,它可是波前像空间或傅里叶变换空间。波前移动设备应当被理解为具有可用循序方式有效地执行移动波前的功能的任何设备,包括所有类型的光束扫描仪及偏移器。波前移动设备可被安排在一个或多个波前中继级(多个)的波前像空间中或一个或多个波前中继级(多个)的傅里叶变换空间中,只要可有效导致波前被横向移动。关键在于确保波前光束在预期的屈光度范围内可被波前移动设备完全截取。注意,可通过改变光束传播方向、或使光束横向位移、或通过组合效应、或通过其他手段(诸如逐步弯曲波前光束)来实现波前移动。光束扫描仪在本质上可是透射或是反射的,且该光束扫描仪可是光束角度扫描仪或光束横向位移扫描仪或组合。

[0137] 波前采样孔可以是具有固定尺寸的孔,或尺寸及形状可调(例如从0mm至6mm)的可变孔,且若需要,还可是轴向或横向动态可移动的。该孔还可以是不同尺寸、形状、或直径的插入式孔。该孔不必安排在子波前聚焦透镜前,且可安排在波前移动设备后的任何地方,只要可用于采样波前的功能。

[0138] 子波前聚焦透镜并非绝对需要且是可选的。它可以是具有可变焦点(或焦距)的透镜,且甚至可是根据眼睛状态(诸如有晶状体、无晶状体、或人工晶状体)而具有不同焦距的动态插入式(drop-in)透镜。它不需要被正好放在紧邻孔的位置,而可被放置在远离孔的前方或后方以,例如,将在孔处所采样的波前中继到位置感测设备/检测器(PSD)之前或之后空间中的平面。此处应当指出,在没有子波前聚焦透镜的情况下,系统仍可工作,如同在Hartmann波前传感器对Hartmann Shack波前传感器的情形一样。如果需要,子波前聚焦透镜的焦点可以是动态可变的,且这样做,可根据波前采样孔的尺寸实时调整其焦距,从而可将落在位置感测设备/检测器上的像点控制到对入射波前的更高精度测量的期望尺寸。

[0139] 该PSD可是象限检测器、横向效应位置检测器、二维检测器阵列、双正交线性检测器阵列,或任何可感测光束位置的设备。

[0140] 注意在上述实施例中讨论的光学配置以及相关参数仅为示例。实际上,当波前传感器模块将与手术显微镜或狭缝灯生物显微镜集成时,基于不同因素考虑,光学配置以及光束路径的折叠可以是不同的。

[0141] 图14示出了当前所公开的波前传感器模块与手术显微镜14100集成的一个实施例。在这个实施例中,第一4-F中继的第一透镜1404被安排在波前传感器模块的正好第一光学输入端口处。第一透镜1404由手术显微镜14100(或狭缝灯生物显微镜)以及波前传感器模块共用。将第一4-F中继的第一透镜1404安排得尽可能靠近患者眼睛的益处是第一透镜1404的设计焦距可根据4-F中继的需要是最短的,而相应的整体光学路径长度也可以是最短的。这与波前光束路径的进一步折叠组合可使波前传感器模块紧凑。此外,当与具有相同直径但被安排在波前光束光学路径进一步下游的透镜相比,可覆盖来自眼睛的波前的较大屈光度范围。进一步地,由于波前传感器总是需要在此处有一光学窗口,因此这个第一透镜1404可用于第一波前中继级的窗口及第一透镜的双重目的。

[0142] 如图14中所示,二向色或短传分束器1461被用于将近红外波前光束高效地偏转到波前传感器模块的剩余部分,同时允许大多数可见光通过并到达手术显微镜。该二向色或短传分束器1461可设计为也允许来自眼睛的可见光的一小部分(或甚至是在SLD光谱范围之外的近红外光的较大部分,若存在此部分)被偏转到波前传感器模块,这样如前所讨论的图像传感器可捕捉到患者眼睛前部的清晰实况图像。应当注意到如图14所示的波前传感器模块剩余部分仅是有可能使用的各种潜在光学配置中的一个表示。因此对波前传感器模块的解释应当涵盖前述所有可能的配置。

[0143] 二向色或短传分束器1461上的补偿透镜14102被用于实现多个功能。首先,为了确保将由手术显微镜形成并呈现给外科医生的手术视野不会由于使用第一4-F中继的第一透镜1404而受到影响,该补偿透镜14102需要被设计为补偿该共用透镜(第一4-F中继第一透镜1404)的影响。其次,该补偿透镜14102也可起到上部光学窗口的作用,可用于防止灰尘或水分进入波前传感器模块。该补偿透镜14102的第三个功能是引导来自手术显微镜14100的照明光束远离光轴,这样当照明光束到达该共用透镜(第一4-F中继的第一透镜1404)时,来自该共用透镜的镜面反射不被引导回进入手术显微镜的两个立体视野中来干扰外科医生查看手术场景。最后,该补偿透镜14102还可进行涂层以仅允许光的可见光谱透过。以此方式,来自照明光源的对应于SLD光谱的照明光的UV或近红外光谱部分将不会落在眼睛上来创建任何眼睛返回的近红外背景光,此类背景光可进入波前传感器并使位置感测设备/检

测器饱和或创建背景噪音。

[0144] 注意,该补偿透镜14102可经特别设计,或可增加棱镜/镜15104,以使该补偿透镜恰好处于手术显微镜的照明光束出射端口的部分可更弯曲照明光束,而另一棱镜15105或镜可加在紧邻底部透镜处以将照明光束再次引导回患者眼睛上,如图15中所示。

[0145] 应当注意,在图14及图15所示的实施例中,手术显微镜的原始物镜14101或15101被保留而未被移除。然而,作为一种可选项,手术显微镜的物镜14101或15101可被移除,且其聚焦功能可由位于仅具有一个4-F中继级的如图16所示的波前传感器模块输入端口的共用透镜1604部分或完全完成。在这种情况下,只要共用透镜1604被适当地设计,如图14及图15所示的补偿透镜14102及15102甚至可能被简单的光学窗口16106代替,虽然可仍旧需要一棱镜部分或独立棱镜16104以如前所讨论的引导照明光束。因此,由于补偿的概念还应包括提供至照明光束的光学功能,对于补偿透镜14102/15102的定义应当甚至包括具有照明光束弯曲部的光学窗口。此外,顶部光学窗口也可进行涂层以仅允许光的可见光谱通过。以此方式,光的近红外光谱部分将不会落在患者眼睛上来创建眼睛返回的近红外背景光,此类背景光可进入波前传感检测器并使该检测器饱和或形成背景噪音。

[0146] 此时,应注意对于图14、图15、以及图16中的实施例,由于位于波前传感器模块输入端口处的第一透镜是共用的,它需要通过光的可见光谱及近红外光谱,且优选地引入最小附加像差。该透镜的一个好的选择是经设计为可在可见光谱及近红外光谱工作的消色差透镜。若需要,可使用非球面消色差透镜。由于可在第一4-F中继级的第二透镜前使用窄带通滤波器,第二透镜以及后续的透镜(若有的话)可以是设计为仅在SLD光源近红外光谱范围内起作用的透镜。这些透镜可是非球面透镜。

[0147] 作为另一个可选实施例,如图14、图15、及图16中所示的二向色或短传分束器1461、1561、及1661可由特制的45°近红外聚焦镜17108(经涂层以仅反射SLD光谱)替代,用作如图17所示4-F中继级的第一透镜。同时,它还作为手术显微镜的可见光谱的透明板。在这种情况下,手术显微镜17101的原始物镜保留,而顶部及底部光学窗口17110及17112可由两个玻璃板制成,其中底部光学窗口被倾斜以引导照明光的镜面反射离开显微镜。由于该45°近红外聚焦镜17108现在起到了4-F中继的第一透镜的作用且其轴向位置从患者眼睛进一步向后移动,因此4-F中继的第二透镜1716以及其他波前传感器光学器件需要进行相应调整。这个实施例的优势是显微镜视野将受最小影响。

[0148] 图18示出了当前公开的波前传感器模块与手术显微镜18100集成的另一个实施例。在这个实施例中,使用二向色或短传分束器1861引导SLD光谱的近红外波前光束到波前传感器模块以及通过手术显微镜的光的可见光谱。底部光学窗口18112可同样被倾斜以避免镜面反射的可见光进入显微镜立体视野。顶部光学窗口18110可同样被涂层以允许光的可见光谱通过。4-F中继的第一透镜1804可被安排得尽机械可能靠近眼睛,只要其确实进入手术显微镜的照明及查看路径。由于眼睛与4-F中继的第一透镜1804之间的距离增加,4-F中继的第二透镜1816以及其余波前传感器光学器件与之前的情况相比,需要往后推得甚至更远。这会导致波前传感器模块更大,用于覆盖眼睛波前相同屈光度范围的4-F中继的第一透镜的所需直径也更大。但优势在于,与其它实施例相比,显微镜视野将受到甚至更小的最小影响。

[0149] 作为本发明的一个附加方面,在实际公开中,可将诸如Spectralon板之类的漫反

射表面放在光学路径内来漫反射SLD光束以创建校准波前,波前传感模块可使用该校准波前检查SLD光束的光学对齐、以及光学元件的光学对齐以及SLD光束的光功率。

[0150] 应当注意到,在所有的实施例中,提到SLD光谱是在近红外范围内。然而,这不应当被视为一种限制,因为其它光谱范围也可使用。尽管对于波前传感,由于人眼不可见近红外光源是良好的,但就以下意义而言,可见光源对于波前传感是良好的:可直接使用SLD光束作为固定光源或目标,且由于眼睛仅看到可见光,波前测量值将会更为准确。

[0151] 还应当注意,用于波前传感和/或OLC/OCT测量的波长可进行扫描或调谐。调谐或扫描波长的一个益处是也可测量眼睛的色像差。另一个益处是通过调谐波长,可确定对眼睛组织(包括角膜、眼睛晶状体、玻璃体、和甚至视网膜、或脉络膜)的光谱测量。还有另一个益处是可直接采用基于扫频光源的OLC/OCT检测方案。波长调谐可覆盖较大的光谱范围,根据需要,包括整个可见光谱范围以及还有整个近红外光谱。

[0152] 当前公开的波前传感器模块可与各种其它眼科仪器组合,用于广泛范围的应用。例如,可与用于LASIK或眼睛晶状体压裂及角膜切口/切割的飞秒激光器或准分子激光器集成。实况图像、OLC/OCT、以及波前信号可组合起来,在眼睛外科手术之前、期间、之后指出眼睛晶状体或前房中是否存在光学气泡(多个)或其它光学不一致性。波前信号还可用于在闭环方式中直接引导LASIK手术。

[0153] 本发明还可与适当的光学系统集成或组合。基于可变形反射镜或液晶(LC)的透射波前补偿器可用于进行实时波前操作以补偿波前误差。

[0154] 这些实施例还可用于测量光学器件、眼镜/望远镜、IOL、和/或引导创建光学器件的切割/加工设备。

[0155] 这些实施例还可被修改用于细胞和/或分子分析或其它计量应用的显微镜。

[0156] 本发明还可用于透镜制作、眼镜确认、微生物应用等。

[0157] 尽管本文中已经展示并详细描述了结合本发明的教示的各种实施例,那些本领域的专业技术人员可轻易地设计出许多其它不同的实施例,仍应结合进这些教示中。

100

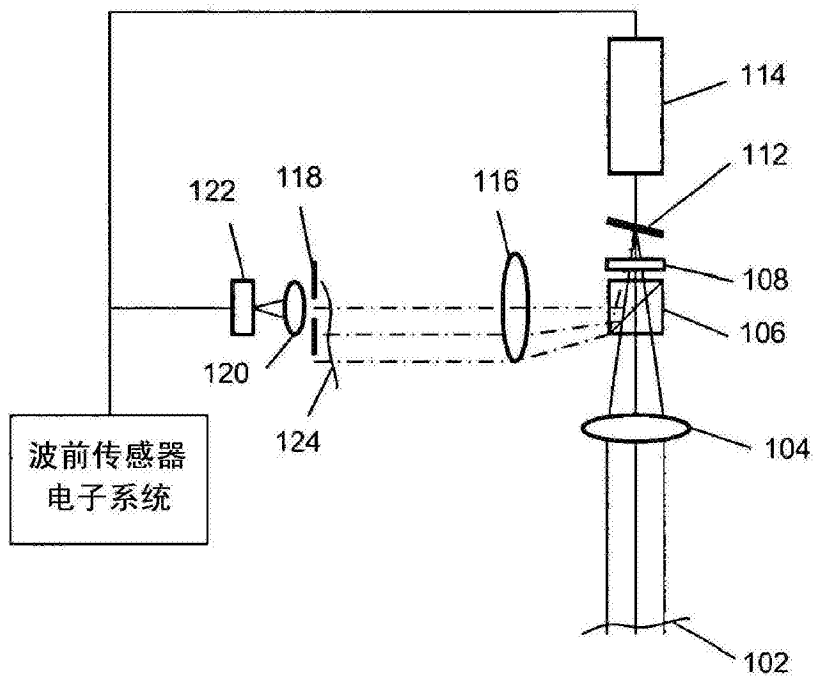


图1

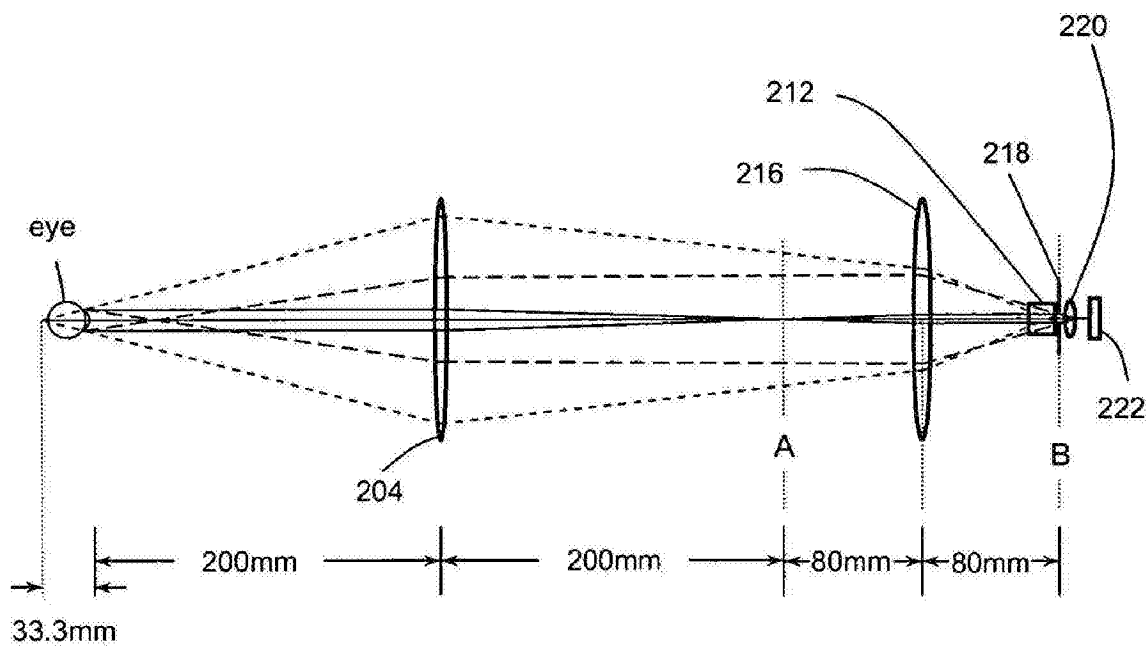


图2A

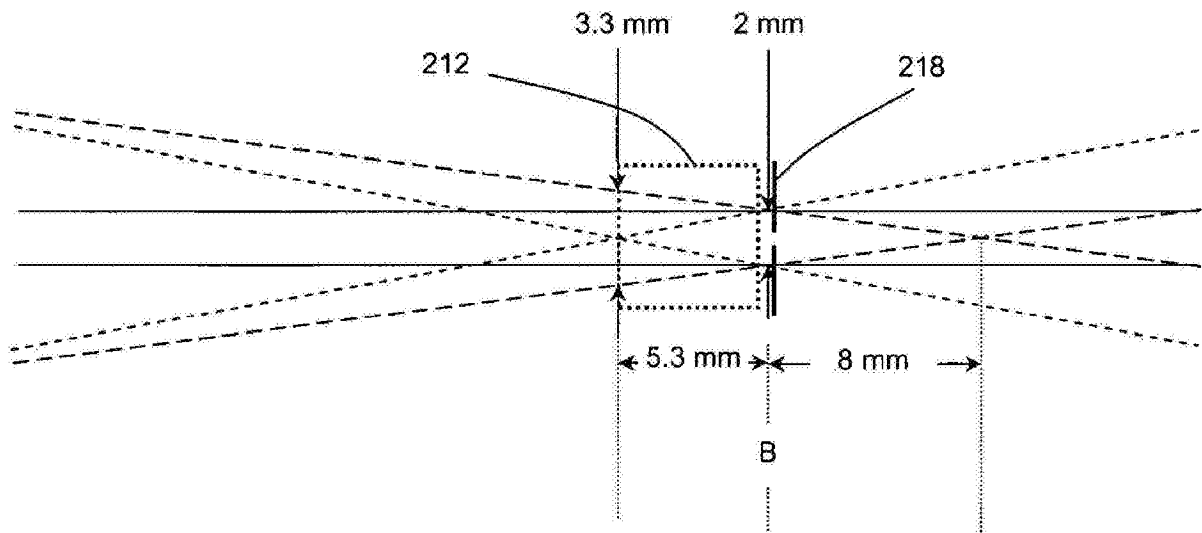


图2B

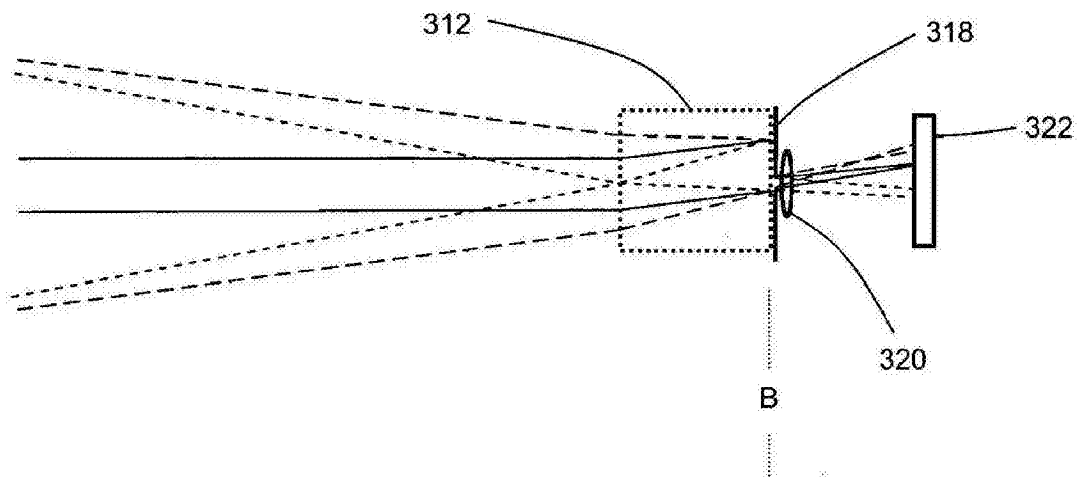


图3

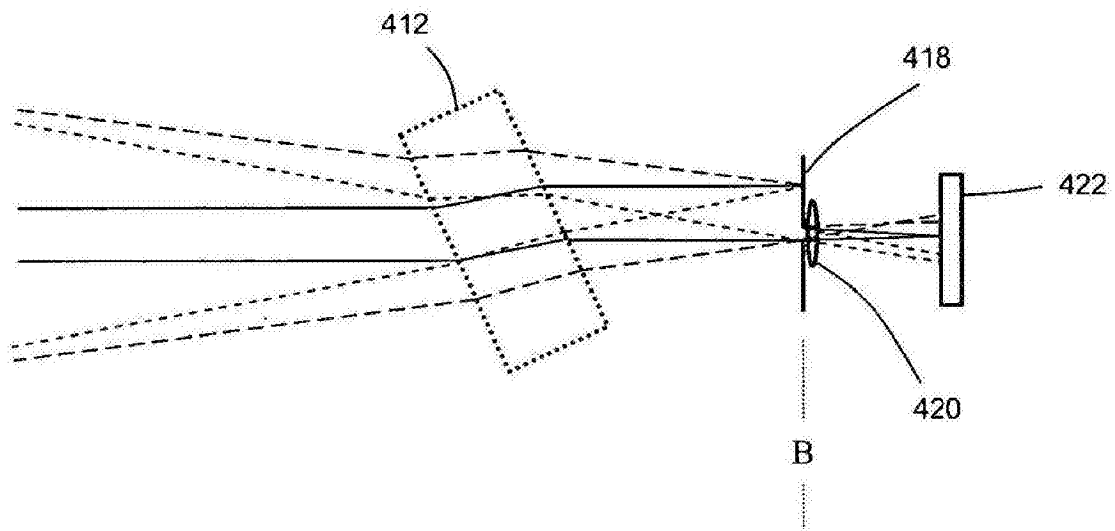


图4

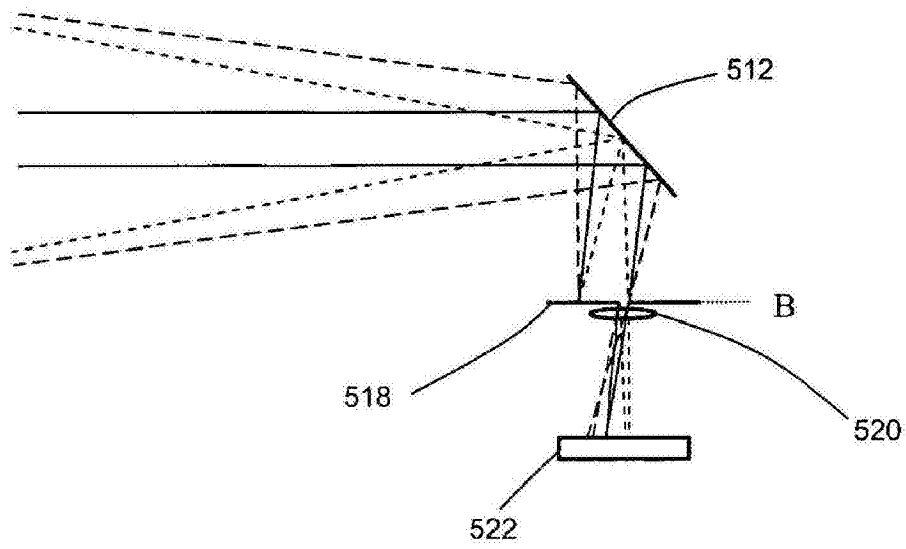


图5

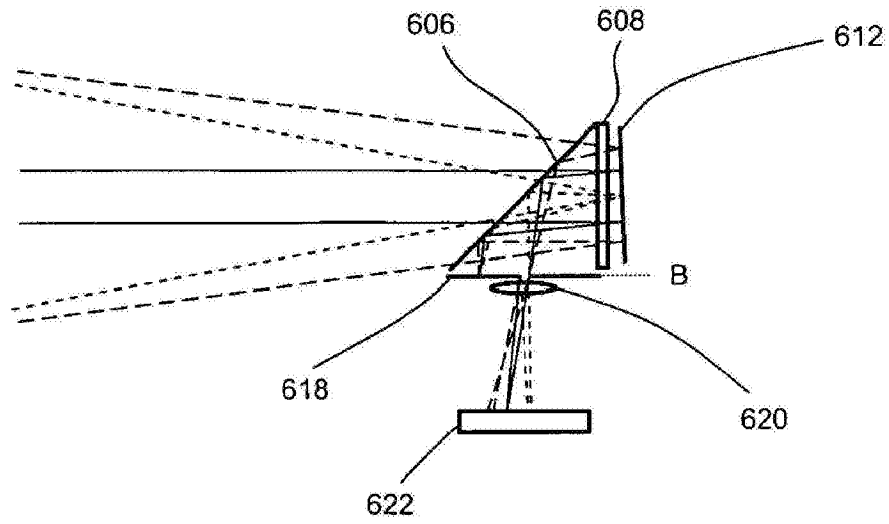


图6

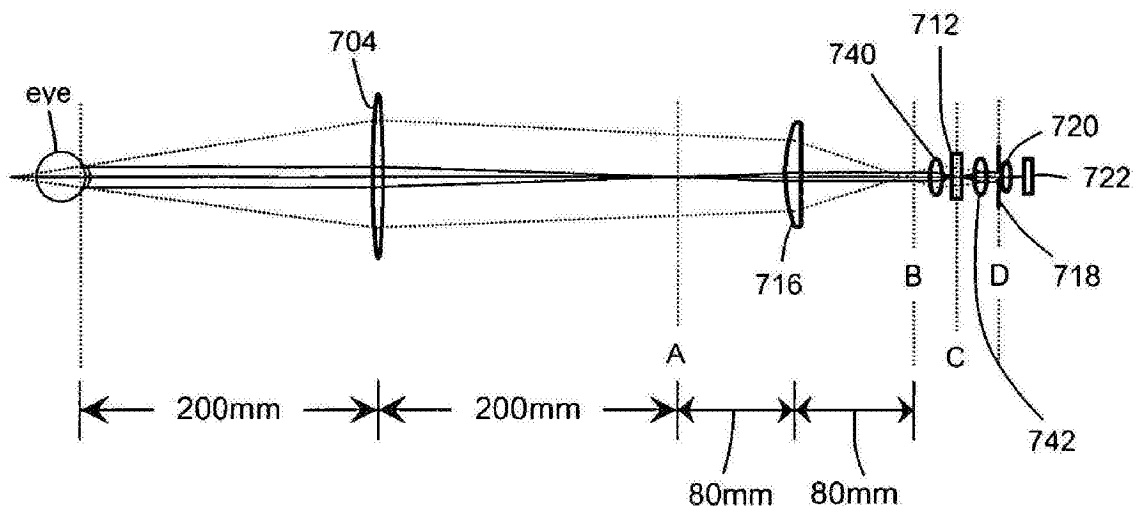


图7

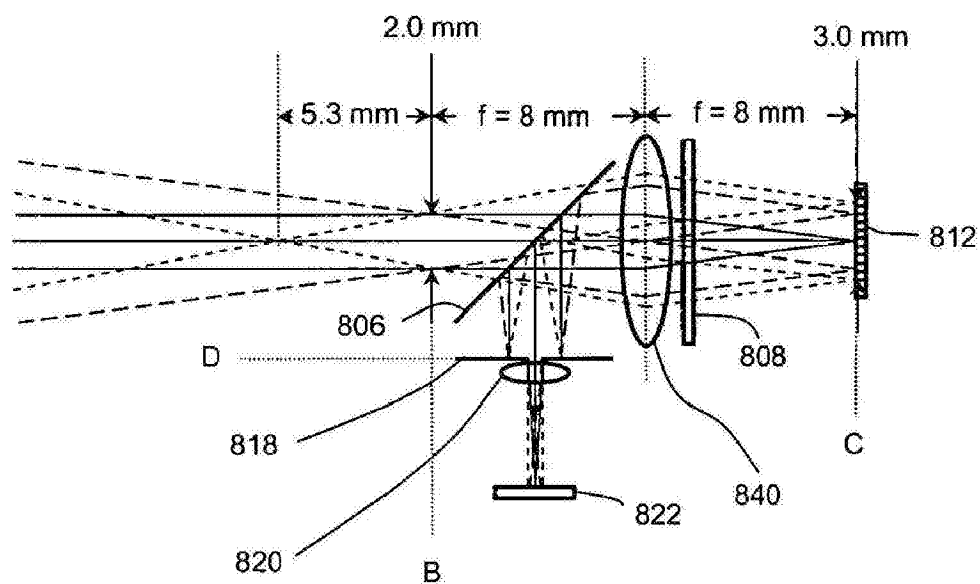


图8

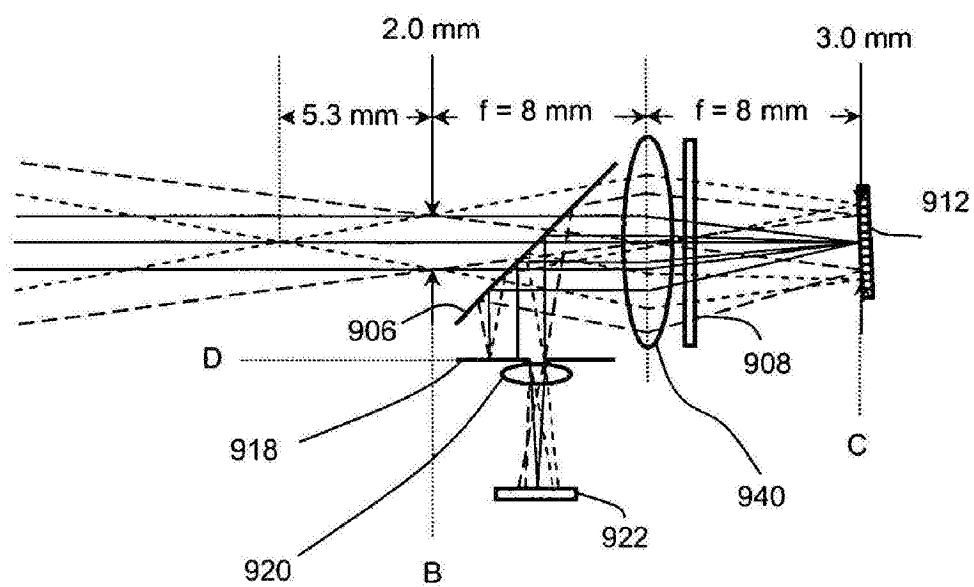


图9

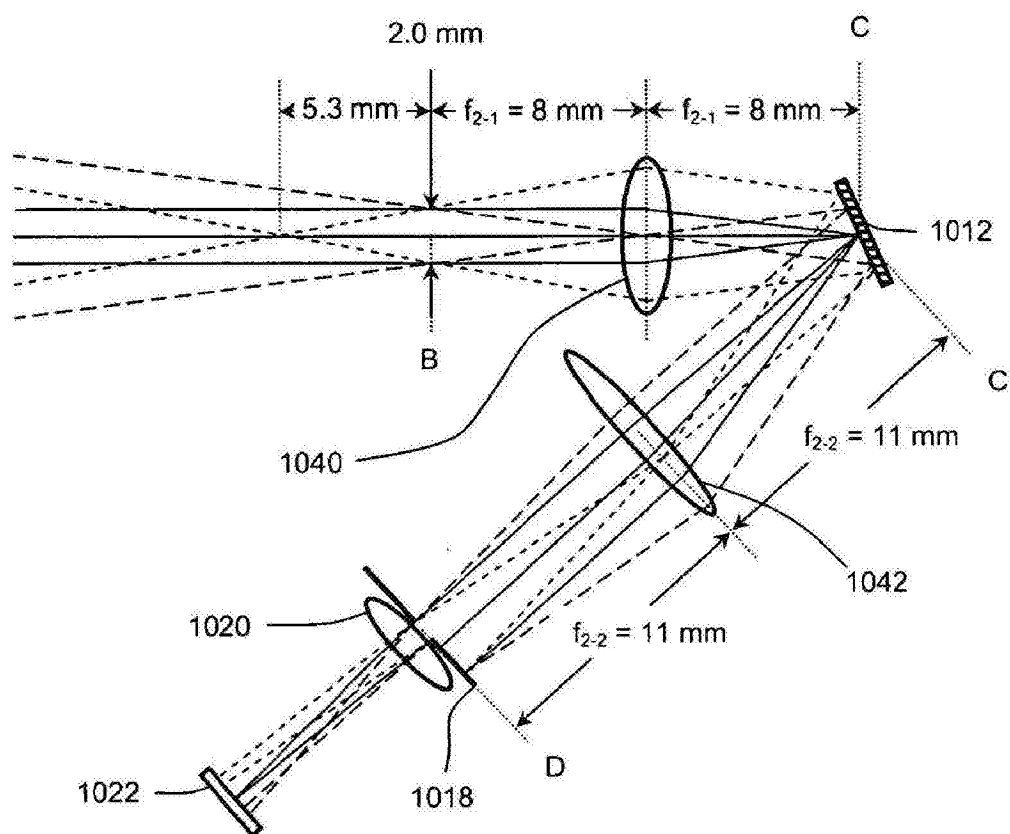


图 10

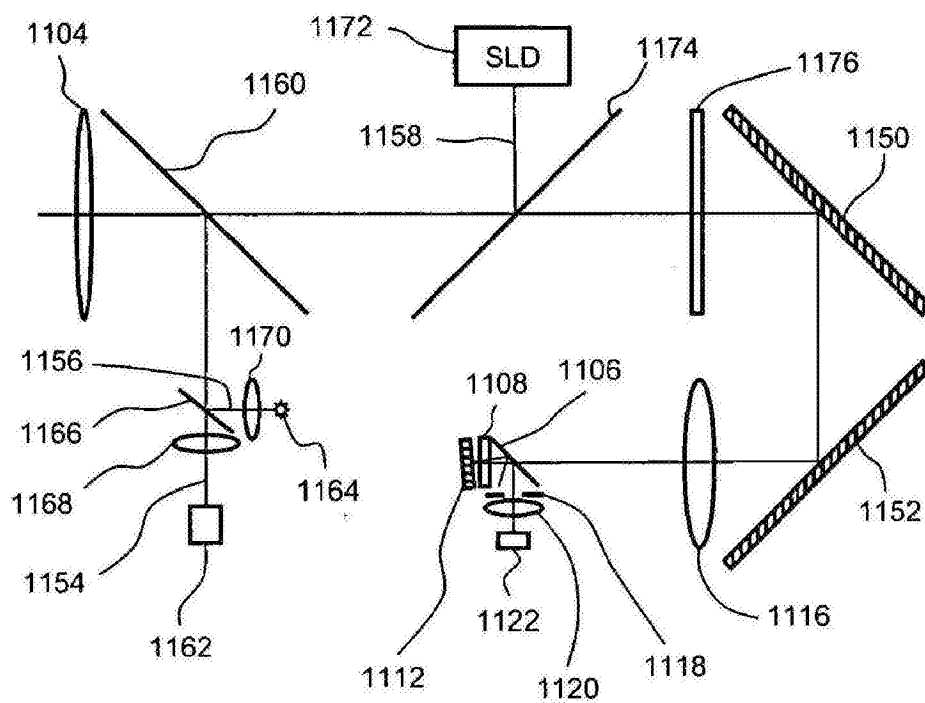


图 11

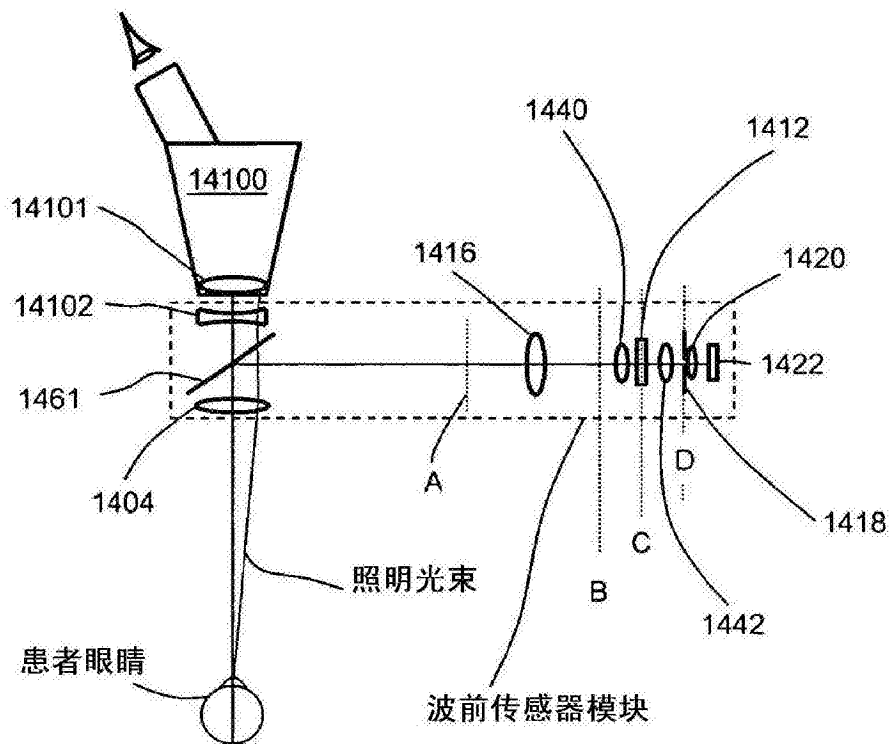


图14

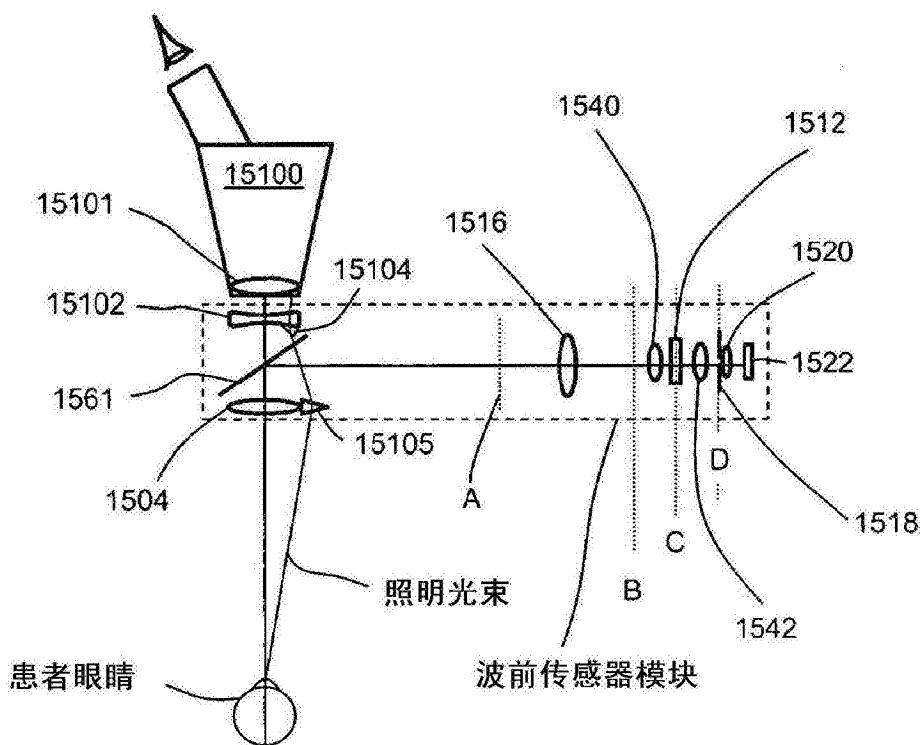


图15

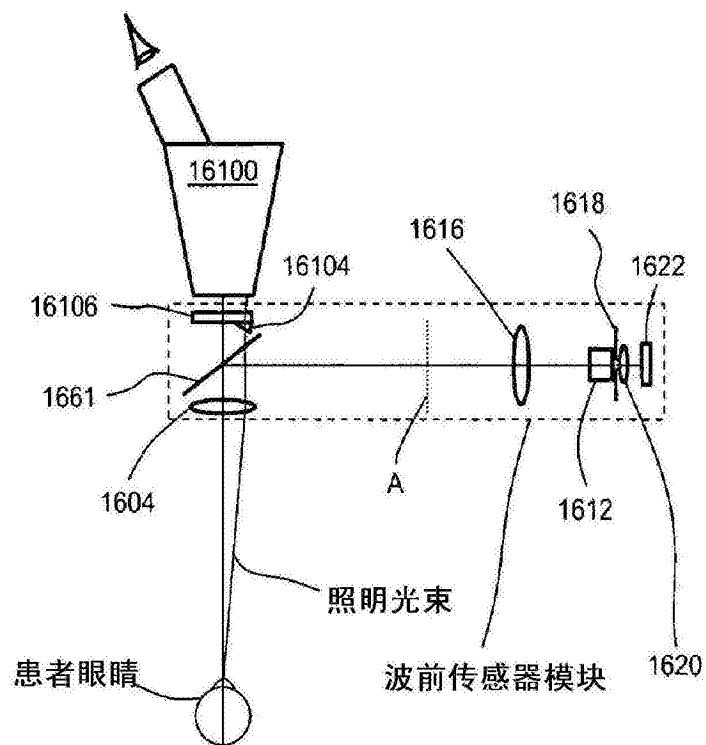


图16

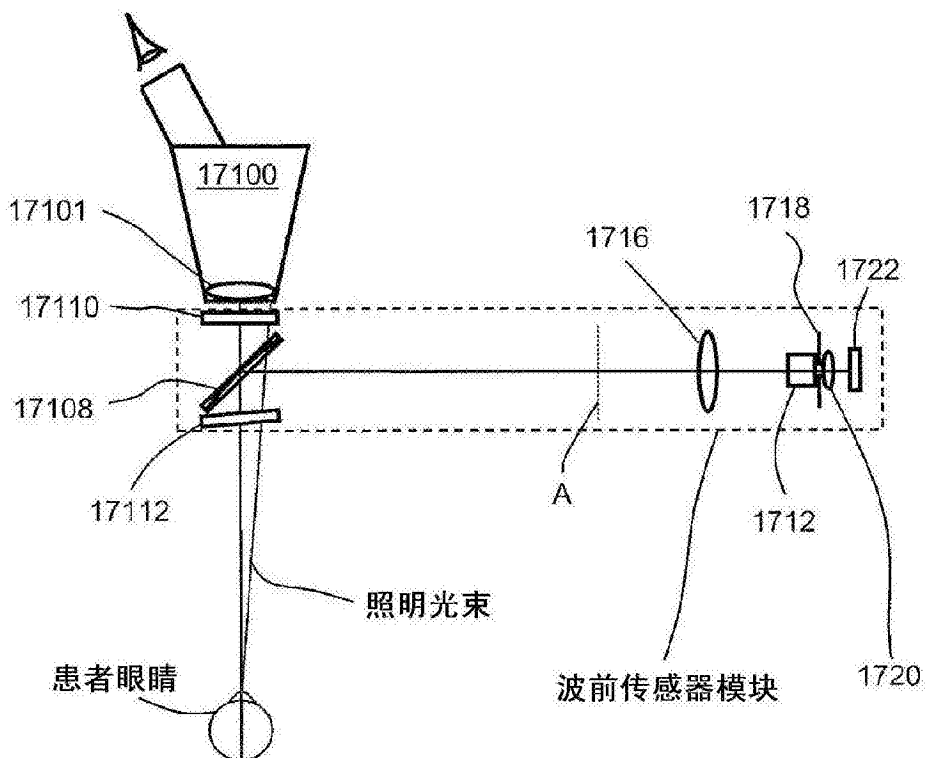


图17

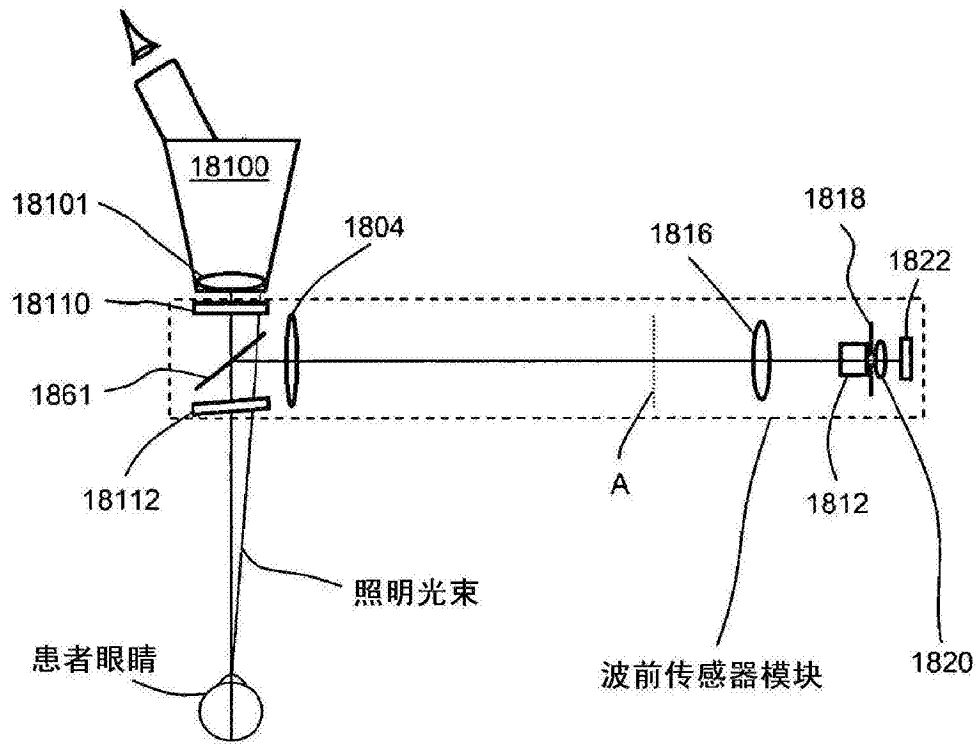


图18