



(12) 发明专利

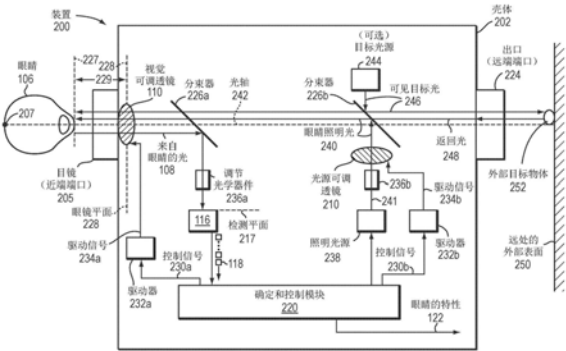
(10) 授权公告号 CN 109561823 B  
(45) 授权公告日 2022. 04. 12

(21) 申请号 201780049745.9  
(22) 申请日 2017.06.13  
(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 109561823 A  
(43) 申请公布日 2019.04.02  
(30) 优先权数据  
62/350,018 2016.06.14 US  
(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2019.02.13  
(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2017/037257 2017.06.13  
(87) PCT国际申请的公布数据  
W02017/218539 EN 2017.12.21  
(73) 专利权人 普恩奥蒂卡公司  
地址 美国马萨诸塞州  
(72) 发明人 S·R·戴夫 D·林 N·J·杜尔  
(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127  
代理人 王青芝 黄纶伟  
(51) Int.Cl.  
A61B 3/103 (2006.01)  
(56) 对比文件  
US 2003071969 A1, 2003.04.17  
CN 105578947 A, 2016.05.11  
CN 1585619 A, 2005.02.23  
AU 2012289944 A1, 2014.01.16  
审查员 张忆秋

权利要求书6页 说明书30页 附图23页

(54) 发明名称  
用于确定眼睛的特性的装置和方法  
(57) 摘要

用于确定眼睛的特性的装置和方法。一种用于确定眼睛的屈光特性的装置和对应方法,所述装置包括具有端口的壳体,该端口被配置成接纳眼睛以及还接收来自所述眼睛的光。可调透镜可以安装至所述壳体上,以将可变焦度应用至来自所述眼睛的光,并使光沿着光路朝着所述壳体内部的波前传感器传递。所述波前传感器可以经由所述光路接收光并测量光的波前。确定模块可以被配置成基于所述波前来确定所述眼睛的特性。实施方式可以是手持式的、便携式的以及开放式视野的,同时提供客观波前像差测量、主观综合屈光检查以及适应调节和远视评估,并且提供镜片测量功能。



1. 一种用于确定眼睛的特性的装置,所述装置包括:

壳体,所述壳体包括近端端口,所述近端端口被配置成接纳眼睛并且接收来自所述眼睛的光,

所述壳体还包括远端端口,所述近端端口和所述远端端口共同形成从所述近端端口到所述远端端口的视觉通道,所述视觉通道提供开放式视野,以使所述眼睛能够看到在所述壳体的外部且与所述壳体间隔开的目标标记;

一个或多个视觉可调光学元件,所述一个或多个视觉可调光学元件被配置成安装至所述壳体,将可变焦度应用至来自所述眼睛的光,并且沿着光路传递所述光;

波前传感器,所述波前传感器处于所述壳体内,所述波前传感器被配置成经由所述光路接收来自所述眼睛的光,并且基于所述眼睛通过提供所述开放式视野的所述视觉通道观察在所述壳体外部并与所述壳体间隔开的目标标记来测量来自所述眼睛的光的波前;

控制电路,所述控制电路被配置成,响应于连续波前测量以闭环的方式迭代地调节所述一个或多个视觉可调光学元件的可变焦度,以使来自所述眼睛的光的波前误差最小,从而确定所述眼睛的客观屈光矫正,

其中,所述控制电路还被配置成基于所述眼睛通过提供所述开放式视野的所述视觉通道观察在所述壳体外部并与所述壳体间隔开的目标标记来将所述一个或多个视觉可调光学元件的所述可变焦度调节成具有所述眼睛的人的主观屈光偏好,所述主观屈光偏好不同于所述客观屈光矫正;以及

确定模块,所述确定模块被配置成基于所述客观屈光矫正和所述主观屈光偏好来确定所述眼睛的特性。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述壳体被配置成在使用期间由具有所述眼睛的人的至少一只手抓握,以支承所述装置的全部重量。

3. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述近端端口还被配置成接纳应用至所述眼睛的矫正镜片,并且其中,所述波前传感器还被配置成结合所述矫正镜片对来自所述眼睛的光的波前进行测量。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述近端端口是第一近端端口,并且所述眼睛是第一只眼睛,并且其中,所述壳体还包括第二近端端口,所述第二近端端口被配置成接纳第二只眼睛,其中,所述壳体限定双眼配置。

5. 根据权利要求4所述的装置,其中,所述一个或多个视觉可调光学元件包括第一视觉可调透镜,并且其中,所述装置还包括第二视觉可调透镜,所述第二视觉可调透镜被配置成安装至所述壳体并且将可变焦度应用至来自所述第二只眼睛的光。

6. 根据权利要求1所述的装置,所述装置还包括目标光源,所述目标光源安装至所述壳体,并且被配置成生成在所述壳体的外部且与所述壳体间隔开的目标标记,所述眼睛通过所述视觉通道能观察到所述目标标记。

7. 根据权利要求6所述的装置,其中,所述目标光源还被配置成在相对于所述眼睛的有效无限远距离处生成所述目标标记。

8. 根据权利要求1所述的装置,所述装置还包括处于所述壳体中的眼睛照明光源,所述眼睛照明光源被配置成引导光穿过所述端口并进入所述眼睛,以通过所述眼睛的反射或反向散射生成来自所述眼睛的光。

9. 根据权利要求8所述的装置,所述装置还包括光源可调透镜,所述光源可调透镜被配置成将可变焦度应用至来自所述眼睛照明光源的光。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中,所述光源可调透镜还被配置成将由所述眼睛照明光源在所述眼睛处生成的散斑图案或者由来自所述眼睛的光在所述波前传感器处生成的散斑图案随机化。

11. 根据权利要求8所述的装置,其中,所述端口还被配置成接收来自所述眼睛的、与来自所述照明光源的被引导穿过所述端口并进入所述眼睛的光不共线的光。

12. 根据权利要求8所述的装置,其中,来自所述眼睛照明光源的光被孔径加以限制。

13. 根据权利要求12所述的装置,其中,所述孔径的直径在50 $\mu\text{m}$ 至500 $\mu\text{m}$ 之间。

14. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述一个或更多个视觉可调光学元件被配置成将由所述眼睛照明光源在所述眼睛处生成的散斑图案或者由来自所述眼睛的光在所述波前传感器处生成的散斑图案随机化。

15. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述一个或更多个视觉可调光学元件包括视觉可调透镜,所述视觉可调透镜被配置成定位在所述眼睛的眼镜平面处,其中所述近端端口已经接纳所述眼睛。

16. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述确定模块还被配置成确定要应用至所述眼睛的屈光矫正。

17. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述确定模块还被配置成确定比散焦和散光更高阶的一个或更多个波前误差。

18. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述确定模块还被配置成确定因所述一个或更多个视觉可调光学元件而造成的透镜波前误差,以供校准。

19. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述确定模块还被配置成根据来自所述眼睛的光的多个波前测量值确定所述眼睛的适应调节范围。

20. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述壳体被配置成接纳焦度计附件,并且其中,所述焦度计附件被配置成支承旨在由人佩戴的矫正镜片或者旨在被制造成矫正镜片的镜片坯件,并且其中,所述确定模块还被配置成基于透过所述矫正镜片或镜片坯件接收的光的镜片波前,来确定所述矫正镜片或镜片坯件的屈光特性。

21. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,所述装置还包括手动控制部,所述手动控制部被配置成能被具有所述眼睛的所述人调节,以根据具有所述眼睛的所述人的所述主观屈光偏好来调节所述一个或更多个视觉可调光学元件的可变焦度。

22. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,所述装置还包括报告界面,所述报告界面被配置成报告针对所述眼睛的屈光矫正的验眼报告。

23. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,所述装置还包括通信接口,所述通信接口被配置成关于所述主观屈光偏好询问具有所述眼睛的所述人或者从该人接收响应。

24. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,所述装置还包括固定透镜,所述固定透镜被配置成附接至所述壳体并且将固定焦度应用至来自所述眼睛的光,以改变所述装置的屈光矫正测量范围。

25. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,所述装置还包括雾化透镜,所述雾化透镜被配置成附接至所述壳体并且雾化所述眼睛的视野。

26. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,其中,所述确定模块包括蜂窝电话,或者其中,所述装置还包括蜂窝电话,所述蜂窝电话被配置成附接至所述壳体或者显示来自所述眼睛的光的波前的表示,或者其中,所述波前传感器包括蜂窝电话的像素阵列。

27. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,所述装置还包括交叉偏光器,所述交叉偏光器设置在所述光路内。

28. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,其中,所述一个或更多个视觉可调光学元件还被配置成相互独立地应用可变球镜度、散光度以及轴线。

29. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,其中,所述一个或更多个视觉可调光学元件还被配置成相互独立地应用等效球镜度、垂直Jackson交叉柱镜以及倾斜Jackson交叉柱镜。

30. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,其中,所述一个或更多个视觉可调光学元件包括液体填充透镜、电润湿透镜、Alvarez透镜对、空间光调制器、可变形反射镜、具有在空间上变化的焦度的透镜、改变透镜距离或相对于彼此的取向以调谐焦度的多透镜系统或可调Fresnel透镜中的至少一种。

31. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,其中,所述一个或更多个视觉可调光学元件包括双部件光学器件,所述双部件光学器件被配置成根据所述双部件光学器件相对于彼此的横向位移应用可变焦度。

32. 根据权利要求1至20中任一项所述的装置,其中,所述确定模块还被配置成基于所述客观屈光矫正来预测具有所述眼睛的所述人的所述主观屈光偏好。

33. 根据权利要求32所述的装置,其中,所述确定模块还被配置成基于具有所述眼睛的人的人口统计或物理属性来预测所述主观屈光偏好,所述人口统计或物理属性包括:具有所述眼睛的人的年龄、性别、种族、体重、身高、职业或另一人口统计特征中的至少一个;或者视网膜图像质量、轴向长度、虹膜颜色、X射线物相照片、角膜曲率或比所述眼睛的球面像差或柱面像差更高阶的像差。

34. 根据权利要求33所述的装置,其中,所述确定模块还被配置成使用根据数据库建立的相关性来预测所述主观屈光偏好,所述数据库包括多个眼睛患者的相应人口统计或物理属性以及相应客观眼睛特性。

35. 一种用于确定眼睛的特性的方法,所述方法包括以下步骤:

利用一个或更多个视觉可调光学元件,经由壳体的被配置成接纳所述眼睛的近端端口,将可变焦度应用至从眼睛接收的光;

经由从所述壳体的远端端口到所述近端端口的开放式视野视觉通道,穿过所述一个或更多个视觉可调光学元件向所述眼睛传递来自在所述壳体的外部且与所述壳体间隔开的目标标记的光;

沿着光路传递从所述眼睛接收到的光;

基于所述眼睛通过提供所述开放式视野的所述视觉通道观察在所述壳体外部并与所述壳体间隔开的目标标记,来测量来自所述眼睛的光的波前,所述光从所述近端端口经由光路被接收;

响应于连续波前测量,使用所述一个或更多个视觉可调光学元件以闭环的方式迭代地调节所述可变焦度,以使来自所述眼睛的光的波前误差最小,从而确定所述眼睛的客观屈

光矫正；

基于所述眼睛通过提供所述开放式视野的所述视觉通道观察在所述壳体外部并与所述壳体间隔开的目标标记，来将所述一个或更多个视觉可调光学元件的所述可变焦度调节成具有所述眼睛的人的主观屈光偏好，所述主观屈光偏好不同于所述客观屈光矫正；以及

基于所述客观屈光矫正和所述主观屈光偏好来确定所述眼睛的特性。

36. 根据权利要求35所述的方法，所述方法还包括以下步骤：在接收来自所述眼睛的光的期间使具有所述眼睛的人能够抓握所述壳体，以支承所述壳体和所述一个或更多个视觉可调光学元件的全部重量。

37. 根据权利要求35所述的方法，所述方法还包括以下步骤：在所述壳体的所述端口处接纳应用至所述眼睛的矫正镜片，并且其中，测量来自所述眼睛的光的波前的步骤包括：对透过所述矫正镜片从所述眼睛接收的光的波前进行测量。

38. 根据权利要求35所述的方法，其中，所述近端端口是第一近端端口，所述眼睛是第一只眼睛，并且所述一个或更多个视觉可调光学元件是第一视觉可调透镜，所述方法还包括以下步骤：

在所述壳体的第二近端端口处接纳第二只眼睛；

接收来自所述第二只眼睛的穿过所述第二近端端口的光，其中，所述第一近端端口和所述第二近端端口是双眼壳体的第一端口和第二端口；以及

利用第二视觉可调透镜，将可变焦度应用至来自所述第二只眼睛的光。

39. 根据权利要求35所述的方法，所述方法还包括以下步骤：通过使用安装至所述壳体的目标光源来生成在所述壳体的外部且与所述壳体间隔开的所述目标标记。

40. 根据权利要求39所述的方法，其中，所述目标光源还被配置成在相对于所述眼睛的有效无限远距离处生成所述目标标记。

41. 根据权利要求35所述的方法，所述方法还包括以下步骤：引导来自所述壳体中的眼睛照明光源的光穿过所述端口并进入所述眼睛，以通过所述眼睛的反射或反向散射生成来自所述眼睛的光。

42. 根据权利要求41所述的方法，所述方法还包括以下步骤：使用光源可调透镜将可变焦度应用至来自所述眼睛照明光源的光。

43. 根据权利要求42所述的方法，所述方法还包括以下步骤：使用所述光源可调透镜，将由所述眼睛照明光源在所述眼睛处生成的散斑图案或者由来自所述眼睛的光在波前传感器处生成的散斑图案随机化。

44. 根据权利要求41所述的方法，其中，沿着所述光路传递来自所述眼睛的光的步骤包括：传递来自所述眼睛的与来自所述眼睛照明光源的被引导穿过所述端口并进入所述眼睛的光不共线的光。

45. 根据权利要求41所述的方法，所述方法还包括以下步骤：通过孔径限制来自所述眼睛照明光源的光。

46. 根据权利要求45所述的方法，其中，使用所述孔径限制光的步骤包括：使用直径在50 $\mu\text{m}$ 至500 $\mu\text{m}$ 之间的孔径。

47. 根据权利要求35所述的方法，所述方法还包括以下步骤：利用所述一个或更多个视觉可调光学元件，将由所述眼睛照明光源在所述眼睛处生成的散斑图案或者由来自所述眼

睛的光在波前传感器处生成的散斑图案随机化。

48. 根据权利要求35所述的方法, 其中, 应用可变焦度的步骤包括: 利用定位在所述眼睛的眼镜平面处的所述一个或更多个视觉可调光学元件, 其中所述端口已经接纳所述眼睛。

49. 根据权利要求35所述的方法, 其中, 确定所述眼睛的所述特性的步骤包括: 计算要应用至所述眼睛的屈光矫正。

50. 根据权利要求35所述的方法, 其中, 确定所述眼睛的所述特性的步骤包括: 计算比散焦和散光更高阶的一个或更多个波前误差。

51. 根据权利要求35所述的方法, 所述方法还包括以下步骤: 测量因所述一个或更多个视觉可调光学元件而造成的透镜波前误差, 以供校准。

52. 根据权利要求35所述的方法, 其中, 确定所述眼睛的所述特性的步骤还包括: 根据来自所述眼睛的光的多个波前测量值计算所述眼睛的适应调节范围。

53. 根据权利要求35所述的方法, 所述方法还包括以下步骤: 基于通过所述壳体的所述端口透过旨在由具有所述眼睛的人佩戴的矫正镜片或者旨在被制造成矫正镜片的镜片坯件接收的光的镜片波前, 确定所述矫正镜片或所述镜片坯件的屈光特性。

54. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 其中, 将所述一个或更多个视觉可调光学元件的可变焦度调节成所述主观屈光偏好是响应于具有所述眼睛的所述人的手动控制。

55. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 所述方法还包括以下步骤: 基于所述波前来报告针对所述眼睛的屈光矫正的验眼报告。

56. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 所述方法还包括以下步骤: 关于主观屈光偏好询问具有所述眼睛的人或者从该人接收响应, 并且其中, 将可变焦度应用至光的步骤包括: 基于所述主观屈光偏好来设定焦度。

57. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 所述方法还包括以下步骤: 将固定焦度应用至来自所述眼睛的光, 以改变屈光矫正测量的范围。

58. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 所述方法还包括以下步骤: 雾化所述眼睛的视野。

59. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 其中, 确定所述眼睛的所述特性的步骤包括: 利用蜂窝电话, 或者其中, 所述方法还包括以下步骤: 利用蜂窝电话显示来自所述眼睛的光的波前的表示, 或者其中, 测量从所述眼睛接收的光的波前的步骤包括: 利用蜂窝电话。

60. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 其中, 沿着所述光路传递来自所述眼睛的光的步骤包括: 使所述光穿过设置在所述光路内的交叉偏光器。

61. 根据权利要求35至53的任一项所述的方法, 其中, 将可变焦度应用至光的步骤包括: 相互独立地应用可变球镜度、散光度以及轴线。

62. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 其中, 应用可变焦度的步骤包括: 相互独立地应用等效球镜度、垂直Jackson交叉柱镜以及倾斜Jackson交叉柱镜。

63. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 其中, 应用可变焦度的步骤包括: 利用液体填充透镜、电润湿透镜、Alvarez透镜对、空间光调制器、可变形反射镜、具有在空间上变化的焦度的透镜、改变透镜距离以调谐焦度的多透镜系统或可调Fresnel透镜中的至少

一种。

64. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 其中, 应用可变焦度的步骤包括: 双部件光学器件中的部件相对彼此横向位移。

65. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 所述方法还包括以下步骤: 基于所述客观屈光矫正来预测具有所述眼睛的所述人的所述主观屈光偏好。

66. 根据权利要求35至53中任一项所述的方法, 其中, 所述眼睛的所述特性是基于所述波前的客观特性, 所述方法还包括以下步骤: 基于所述客观特性来预测具有所述眼睛的人的主观屈光偏好。

67. 根据权利要求66所述的方法, 其中, 预测主观屈光偏好的步骤还包括: 基于具有所述眼睛的所述人的人口统计或物理属性来进行预测, 所述人口统计或物理属性包括: 具有所述眼睛的人的年龄、性别、种族、体重、身高、职业或另一人口统计特征中的至少一个; 或者视网膜图像质量、轴向长度、虹膜颜色、X射线物相照片、角膜曲率或比所述眼睛的球面像差或柱面像差更高阶的像差。

68. 根据权利要求67所述的方法, 其中, 预测主观屈光偏好的步骤包括: 使用根据数据库建立的相关性, 所述数据库包括多个眼睛患者的相应人口统计或物理属性以及相应客观眼睛特性。

69. 根据权利要求35所述的方法, 其中, 测量来自所述眼睛的光的波前的步骤包括: 在进一步将所述一个或更多个视觉可调光学元件的所述可变焦度调节成所述主观屈光偏好之前或期间, 测量所述波前。

## 用于确定眼睛的特性的装置和方法

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求保护2016年6月14日提交的美国临时申请No.62/350018的权益,上述申请的全部教导通过引用并入于此。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及基于可调透镜的屈光检查。

### 背景技术

[0004] 在门诊执行眼科检查的验光师或眼科医生通常使用综合屈光检查仪(或等效地,验光透镜箱),以确定许多固定透镜设置中的哪一个针对给定患者主观上产生最佳视力。然而,由于主观验光的迭代性质,这是一个漫长的过程。为了加快这个过程,使用分离仪器的客观测量通常被用于减少利用综合屈光检查仪进行主观验光所需的迭代次数。对眼睛屈光状态的相对快速客观测量用作针对主观验光的良好起始点。自动屈光仪是用于执行对眼睛的这种客观测量的常用工具。波前像差仪是一种自动屈光仪,波前像差仪已在门诊中使用,以客观确定眼睛像差。然而,由于波前像差仪通常比其它类型的自动屈光仪更复杂且更昂贵,因而它们通常不被用于为主观验光提供初始起点。除了对眼镜(散焦和散光)给出验眼报告所使用的典型像差外,波前像差测量(aberrrometry)也可以确定比综合屈光检查(phoroptry)更高阶的像差。

[0005] 最近以来,已经开发出用于执行波前像差测量的便携式设备。这些设备具有使屈光眼睛护理更可用且负担得起的潜在优势,特别是在很少有眼睛护理提供者的地方。

### 发明内容

[0006] 现有的便携式波前像差仪具有若干缺点。首先,它们不允许患者通过该设备进行观察,以使患者的眼睛可以自动趋向于放松的不适应调节(unaccommodated)状态。为了解决这个问题,可以使用睫状肌麻痹滴剂来禁用适应调节。然而,这种处理包括副作用,并且需要处理与像差测量之间的等待时间。放松适应调节的另一方法是“雾化”眼睛。然而,这种方法也有局限性,并且不是对所有眼睛患者都有效。

[0007] 此外,现有的便携式波前像差仪(i)不提供综合屈光检查测量,考虑到患者的主观偏好,这通常与仅由客观测量值指示的矫正稍有不同,或者(ii)不是开放式视野,不允许患者通过设备看到在设备的外部且与设备间隔开的目标。综合屈光检查仪通常很大、占地多、沉重,而且在透镜切换时涉及运动和振动,在使用手持设备的环境中所有这些特性都是不希望的。虽然主观验光被认为是评估屈光矫正患者的“黄金”标准,但综合屈光检查仪通常不在采用手持便携式波前像差仪的环境中使用。相反地,使用试镜架和镜片,这可能更慢且使用起来更麻烦。

[0008] 虽然已经提出将可调透镜与某些佩戴或便携式设备一起使用,但已知可调透镜在许多情况下缺乏固定透镜的精度。即使利用多固定透镜综合屈光检查仪型系统,波前像差



测量仍然非常需要客观地确定低阶矫正和高阶矫正两者,并且综合屈光检查和波前像差测量功能通常利用分离设备来执行。

[0009] 本文所述实施方式可以通过在同一单元中执行相同的功能来克服现有的分离综合屈光检查和波前像差测量系统的局限性。此外,在许多方面,无论是在临床背景(setting)还是野外使用背景下,利用实施方式装置和方法可以比利用用于综合屈光检查和波前像差测量的两个分离仪器更好地进行眼睛分析和检查。实施方式的示例优点包括增加的检查速度、更准确的屈光结果、增加患者和临床医生使用的灵活性以及在综合屈光检查和适应调节测量期间的任意时间获得波前像差测量的能力。此外,包括便携式装置的实施方式甚至可以被配置成执行镜片测量(lensometry)。实施方式装置和方法还可以向患者提供这样的指示,即,将如何利用具有由同一系统基于客观波前像差测量、主观综合屈光检查测量值或两者确定的屈光矫正的镜片来改善他们的视力。

[0010] 此外,本文所述实施方式可以通过提供不一定需要使用睫状肌麻痹滴剂或雾化的开放式视野的双眼配置来克服现有便携式波前像差仪的局限性。实施方式设备和方法可以包括使用并入设备中的一个或多个可调透镜来提高波前像差测量的准确度、执行主观综合屈光检查测量、模拟患者的最终屈光矫正并执行镜片测量。因此,通过组合波前传感器和可调透镜,本文所述实施方式可以实现许多优点,这些优点是力图使用任一个或另一个的现有设备无法实现的,并且纵观下文说明书,这些优点将变得更明显。

[0011] 在一个实施方式中,提供了一种用于确定眼睛的特性的装置和对应方法,所述装置包括具有端口的壳体,该端口被配置成接纳眼睛(即,用作可以观察被估定眼睛的观察端口)和接收来自该眼睛的光。例如,通过将来自所述装置的眼睛照明光源引导到眼睛中然后收集由此从眼睛反射或反向散射的光,可以从眼睛接收光。眼睛的特性可以是屈光特性,如低阶或高阶屈光像差、屈光验眼报告(prescription)、适应调节范围或与视力有关的另一屈光特性。

[0012] 所述装置还包括安装至或者被配置成安装至所述壳体的视觉可调透镜,以将可变焦度(focal power)应用至来自所述眼睛的光,并使光沿着光路传递。所述装置还包括处于所述壳体内部的波前传感器,该波前传感器被配置成经由所述光路接收来自所述眼睛的光并且测量来自所述眼睛的光的波前。所述装置还包括确定模块,该确定模块被配置成基于所述波前来确定所述眼睛的特性。所述眼睛的所述特性可以是矫正所述眼睛的视力所需的屈光验眼报告、还可以是球镜像差、柱镜像差、针对柱镜像差的轴线、比球镜像差或柱镜像差(即,散焦和散光)更高阶的屈光不正、适应调节范围、客观验光测量值、具有所述眼睛的人的主观屈光偏好或所述眼睛的其它特性。

[0013] 所述壳体可以被配置成在使用期间由具有所述眼睛的人(即,要利用所述装置估定眼睛的人)的至少一只手抓握,以支承所述装置的全部重量。所述端口还可以被配置成接纳应用至所述眼睛的矫正镜片,并且所述波前传感器还可以被配置成结合所述矫正镜片对来自所述眼睛的光的波前进行测量。所述端口可以是第一端口,所述眼睛可以是第一只眼睛,并且所述壳体还可以包括第二端口,所述第二端口被配置成接纳同一个人(要利用所述装置估定眼睛)的第二只眼睛,其中,所述壳体限定双眼配置。

[0014] 所述视觉可调透镜可以是第一视觉可调透镜,并且所述装置还可以包括第二视觉可调透镜,所述第二视觉可调透镜被配置成安装至所述壳体并且将可变焦度应用至来自所

述第二只眼睛的光。

[0015] 所述端口可以是近端端口,并且所述壳体还可以包括远端端口,所述近端端口和所述远端端口共同形成从所述近端端口到所述远端端口的视觉通道,所述视觉通道提供开放式视野,以使所述眼睛能够通过所述视觉通道看到所述壳体外部的并与所述壳体间隔开的目标标记。

[0016] 所述装置还可以包括目标光源,所述目标光源安装至所述壳体并且被配置成生成所述壳体外部的并与所述壳体间隔开的所述目标标记,所述眼睛能够通过所述视觉通道观察到所述目标标记。所述目标光源还可以被配置成在相对于所述眼睛的有效无限远距离处生成所述目标标记。

[0017] 所述装置还可以包括处于所述壳体中的眼睛照明光源,并且所述眼睛照明光源可以被配置成引导光穿过所述近端端口并进入所述眼睛,以通过所述眼睛的反射或反向散射生成来自所述眼睛的光。还可以将光源可调透镜包括在所述装置中,并且所述光源可调透镜可以配置成将可变焦度应用至来自所述眼睛照明光源的光。所述光源可调透镜还可以被配置成将由所述眼睛照明光源在所述眼睛处生成的散斑图案或者由来自所述眼睛的光在所述波前传感器处生成的散斑图案随机化。所述端口还可以被配置成接收来自所述眼睛的与来自所述照明光源的被引导穿过所述端口并进入所述眼睛的光不共线的光。来自所述眼睛照明光源的光可以被包括在所述装置中的孔径限制,并且所述孔径的直径可以在约50 $\mu\text{m}$ 至约500 $\mu\text{m}$ 之间。

[0018] 所述视觉可调透镜可以被配置成将由所述眼睛照明光源在所述眼睛处生成的散斑图案或者由来自所述眼睛的光在所述波前传感器处生成的散斑图案随机化。所述视觉可调透镜还可以被配置成定位在所述眼睛的眼镜平面处,其中所述近端端口已经接纳所述眼睛。

[0019] 所述确定模块还可以被配置成确定要应用至所述眼睛的屈光矫正,或者确定比散焦和散光更高阶的一个或更多个波前误差。所述确定模块还可以被配置成确定因所述视觉可调透镜而造成的透镜波前误差,以供校准,或者根据来自所述眼睛的光的多个波前测量值确定所述眼睛的适应调节范围。

[0020] 所述壳体可以被配置成接纳焦度计附件,并且所述焦度计附件可以被配置成支承旨在由人佩戴的矫正镜片,或者旨在被制造成矫正镜片的镜片坯件。所述确定模块还可以被配置成基于所接收的穿过所述矫正镜片或镜片坯件的光的镜片波前,来确定所述矫正镜片或镜片坯件的屈光特性。

[0021] 所述装置还可以包括闭环控制电路,所述闭环控制电路被配置成响应于连续波前测量迭代地调节所述视觉可调透镜的可变焦度,以使来自所述眼睛的光的波前误差最小。所述装置还可以包括控制电路,所述控制电路被配置成根据具有所述眼睛的人的主观屈光偏好来调节所述视觉可调透镜。所述装置还可以包括手动控制部,所述手动控制部被配置成能够由具有所述眼睛的人或者帮助具有所述眼睛的人的其他某人来调节,以根据具有所述眼睛的人的主观屈光偏好来调节所述视觉可调透镜的可变焦度。

[0022] 所述装置可以包括报告界面,所述报告界面被配置成报告所述眼睛的屈光矫正验眼报告。所述装置还可以包括通信接口,所述通信接口被配置成关于主观屈光偏好询问具有所述眼睛的人或者从该人处接收响应。所述装置还可以包括固定透镜或雾化透镜,所述

固定透镜被配置成附接至所述壳体并且将固定焦度应用至来自所述眼睛的光,以改变所述装置的屈光矫正测量的范围,所述雾化透镜被配置成附接至所述壳体并且雾化所述眼睛的视野。

[0023] 所述传感器模块或确定模块可以包括蜂窝电话,或者所述装置还可以包括蜂窝电话,所述蜂窝电话被配置成附接至所述壳体或者显示来自所述眼睛的光的波前的表示。所述波前传感器可以包括蜂窝电话的像素阵列。

[0024] 所述装置还可以包括交叉偏光器,所述交叉偏光器设置在所述光路内。

[0025] 所述视觉可调透镜还可以被配置成相互独立地应用可变球镜度、散光度以及轴线(axis)。所述视觉可调透镜还可以被配置成相互独立地应用等效球镜度、垂直Jackson交叉柱镜以及倾斜Jackson交叉柱镜。所述视觉可调透镜可以包括液体填充透镜、电润湿透镜、Alvarez透镜对、空间光调制器、可变形反射镜、具有在空间上变化的焦度的透镜、改变透镜距离以调谐焦度的多透镜系统或可调Fresnel透镜中的至少一种。所述视觉可调透镜可以包括双部件光学器件,所述双部件光学器件被配置成根据所述两个部件相对于彼此的横向位移或旋转位移应用可变焦度。

[0026] 所述眼睛的特性可以是基于所述波前的客观特性,并且所述确定模块还可以被配置成基于所述客观特性来预测具有所述眼睛的人的主观屈光偏好。所述确定模块还可以被配置成还基于具有所述眼睛的人的人口统计或物理属性来预测主观屈光偏好。所述人口统计属性可以包括具有所述眼睛的人的年龄、性别、种族、体重、身高、职业或另一人口统计属性中的至少一个。物理属性可以包括视网膜图像质量、轴向长度、虹膜颜色、X射线物相照片(topography)、角膜曲率、比球面像差或柱面像差更高阶的像差或所述眼睛的另一属性中的至少一个。所述确定模块还可以被配置成使用根据数据库建立的相关性来预测主观屈光偏好,所述数据库包括多个眼睛患者的相应人口统计或物理属性以及相应客观眼睛特性。

[0027] 在另一实施方式中,提供了一种用于确定眼睛的特性的方法和对应装置,所述方法包括利用视觉可调透镜,经由壳体的被配置成接纳所述眼睛的端口,将可变焦度应用至从眼睛接收的光。所述方法还包括沿着光路传递来自所述眼睛的光;并且测量来自所述眼睛的光的波前,所述光从所述端口经由光路接收。所述方法还包括基于来自所述眼睛的光的波前来确定所述眼睛的特性。

## 附图说明

[0028] 图1是例示用于确定眼睛特性的实施方式装置的示意性框图。

[0029] 图2是例示另选实施方式装置的示意性框图,该装置是开放式视野并且还包括其它可选部件。

[0030] 图3是例示如图1-图2中所示的实施方式设备的各种可选输入和输出部件的示意图。

[0031] 图4是例示图2中的确定和控制模块以及确定和控制模块与各种组件(包括图2中例示的一些组件、图3中示出的一些可选组件以及图2-图3中未例示的一些其它可选组件)的连接的计算机互连图。

[0032] 图5A是附接有焦度计模块的、实施方式双眼波前像差仪自动屈光仪装置的例示俯视图;图5A的装置在本文中也称为“快览”(“QuickSee”)装置。

[0033] 图5B-图5C是图5A中所示装置的例示侧视图。图5B示出了焦度计模块外部的眼镜，而图5C示出了插入焦度计附件中的眼镜。

[0034] 图5D是可以被用于校准图5A-图5C中所示装置的校准支架和人造眼睛的例示分解侧视图。

[0035] 图5E是图5D中所示的校准支架的立体图，其中，该校准支架附接有人造眼睛组装件。

[0036] 图5F-图5K是与图5D-图5E中所示的校准支架组装件相似的校准支架组装件的各种例示图。图5F是该组装件的例示侧视图，图5G是该组装件的立体图，而图5H是该组装件的例示端视图；图5I-图5K是示出附接至图5A-图5C中所示装置的校准支架的各种例示图。

[0037] 图6是对用于使用图1-图2所示的视觉可调透镜来使因眼睛的像差而造成的波前误差最小和用于模拟眼镜的效果的实施方式迭代处理进行例示的示意性流程图。

[0038] 图7是例示用于确定眼睛的特性的示例过程的流程图。

[0039] 图8是例示可以利用诸如图5A-图5C所示的“快览”装置的实施方式设备执行的各种测量过程的总体流程图。

[0040] 图9A是例示如何使用实施方式设备和方法来执行镜片测量的流程图。

[0041] 图9B是例示如何使用实施方式装置和方法来抑制波前测量中的散斑的流程图。

[0042] 图9C是例示如何使用实施方式设备和方法来执行客观验光测量的流程图。

[0043] 图9D是例示如何使用实施方式设备和方法来执行主观验光测量的流程图。

[0044] 图9E是例示如何使用实施方式设备和方法来测量用于评估远视的适应调节幅度的流程图。

[0045] 图9F是例示如何在实施方式设备和方法中实现机器学习以基于客观测量值来预测眼睛患者的主观屈光偏好的流程图。

[0046] 图10A-图10B是例示用于利用直接与患者交互的实施方式设备来确定用于屈光眼睛矫正的主观验光测量(综合屈光检查)的单个过程的多部分的流程图。

[0047] 在附图中例示的内容将根据下文对本发明示例实施方式进行更具体地描述而变得显而易见，在附图中，贯穿不同视图，相同字符指代相同部分。附图不必按比例绘制，而是强调例示本发明的实施方式。

## 具体实施方式

[0048] 下面是对本发明的示例实施方式的描述。

[0049] 由验光师或眼科医生执行的屈光眼科检查通常涉及使用综合屈光检查仪来确定许多固定透镜设置中的哪一个针对给定患者主观上产生最佳视力。临床综合屈光检查仪通常是双眼的(使患者的双眼能够通过分离的透镜箱进行观察)和开放式视野(使患者能够透过综合屈光检查仪透镜观察远距离的目标图案)。通常，要求患者专注于位于离患者眼睛约20英尺的距离处的目标图案。开放式视野设计还执行重要功能，即，在测量期间鼓励患者的眼睛保持不适应调节(放松并且尽可能最佳化以进行长距离观察)。不适应调节状态是用于对远距视力的屈光矫正进行准确测量的重要临床先决条件。因此，利用典型的临床综合屈光检查仪，可以获得用于屈光矫正的验眼报告，该验眼报告(i)矫正眼睛的重要类型的光学像差，并且(ii)考虑关于哪种矫正是优选的患者主观反馈。

[0050] 与临床综合屈光检查仪相比,波前像差仪基于感测引入眼睛并从眼睛视网膜反射或散射的近红外(近IR)的波前来客观地确定针对患者的屈光矫正,不用患者输入。眼科门诊中的波前像差测量可以提供关于比仅仅球面和柱面更高阶的眼像差的信息,并且被视为在确定屈光矫正方面有价值的工具。

[0051] 最近开发了用于执行波前像差测量的手持设备。这些设备的目标是在不用拜访标准门诊或眼睛护理专业人员情况下能够对偏远地区的人进行屈光检查,并且降低检查成本和限制所需的昂贵仪器的数量,以及简化高资源设置下的屈光检查。手持波前像差仪设备有一些局限性,因为它们没有考虑来自眼睛患者的主观反馈。而且,高质量的临床综合屈光检查仪可能因标准综合屈光检查仪的成本、尺寸、重量以及移动限制而无法用于补充手持设备测量。

[0052] 此外,准确测量的重要临床要求是患者的眼睛在进行测量时应放松。由于现有手持设备不允许患者穿过现有手持设备进行观察并专注于远处的物体以使得眼睛放松,因而有许多其它技术已被用于利用现有非开放式视野设备来引起放松。例如,可以将睫状肌麻痹滴剂置于眼睛中以麻痹调节控制。虽然有效,但这些药物通常可能具有可以对患者不利的副作用,并且可能需要15分钟或更长时间才能发生效果。另一方法是在患者的眼睛前面放置透镜,以模拟近视(myopia)(即,近视(shortsightedness)),这被称为“雾化”患者,以使得患者的眼睛被迫放松它们的调节,以使固定目标成为焦点。虽然雾化对许多患者有效,但其他一些人可能对这种技术反应不佳。此外,这些技术即使有效,也仍然没有产生与实际允许患者透过开放式视野透镜观察远处目标(如利用标准临床综合屈光检查仪那样)完全相同的结果。

[0053] 已经尝试利用手持设备来包括与综合屈光检查仪的物理透镜类似的一组物理透镜。然而,这增加了成本、重量以及系统复杂性,并且这种解决方案还具有可行性挑战,因为透镜之间的切换至少需要便携式手持设备的一些机械移动或扰动。因此,这种方法在机械上不太稳固且易于破裂或错位。另选的光学方法(诸如自适应光学(例如,可变形反射镜、空间光调制器))对于低成本诊断中的应用来说过于昂贵。

[0054] 实施方式装置示例可以包括集成到手持波前像差仪中的一个或更多个可调透镜,以有效地用作机载综合屈光检查仪。波前像差仪测量可以按闭环方式用作针对可调透镜的反馈,以自动地且快速地调节可调透镜,患者透过该可调透镜进行观察以客观地优化视力。因为该可调透镜可以迭代地矫正所测量的波前误差,直到所测量的波前名义上平行,所以可以以更高的准确度进行客观波前评估。熟悉Hartmann-Shack波前传感器的技术人员应当理解,例如,当波前名义上平行时,由传感器产生的光斑图案具有名义上均匀间隔的光斑。在这种状态下,相比于如果光斑图案非常失真的状态,可以更准确地评估光斑图案的均匀性(以及由此的波前误差)。

[0055] 在客观自动屈光之后,来自患者的反馈可以被用于根据主观患者偏好进一步调节可调透镜,以改善所提出的矫正。装置可以通过多种方法与患者沟通,以便甚至自动地或半自动地获得主观反馈。在具有或没有技术人员或其他眼科专业人员的帮助下,可以在实施方式设备中获得和实现该反馈。实施方式可以被设计成由单个用户(即,眼睛患者)自行使用,而无需临床医生(例如,眼科医生、验光师、临床助理、现场技术人员或致力于帮助眼睛患者获得矫正验眼报告的任何其他人员)的帮助。

[0056] 部分地因为眼睛可以经由外部或内部固定目标或来自设备的视觉或音频提示或两者与设备的光学元件对准,所以使得自行使用实施方式成为可能。通过实施方式装置的自动或半自动操作和对患者的交互式指令以及保存患者所做出的设置,可以进一步实现自行使用实施方式装置。如下文中所述,图10A-图10B提供了与一些实施方式装置一致的这种交互过程的一个示例。然而,本文所公开的实施方式也可以被修改并且有利地与临床医生的协助一起使用,以获得其它手持单元类似地不可实现的以及通过利用相互分离的综合屈光检查和像差测量仪器也不可实现的结果。

[0057] 因此,集成的自动屈光和综合屈光检查仪功能允许基于自动屈光波前数据来自动地更新综合屈光检查仪的核心(可调透镜)。此外,当可调透镜恰当地位于并入了波前传感器的设备中或该设备上时,该可调透镜可以用作眼镜模拟,以允许患者透过用于已实施最终提出的矫正验眼报告的眼镜的处于恰当位置的镜片进行观察。此外,某些实施方式可以被用于利用可调透镜来针对适应调节和远视进行测量,以及例如通过测量已经由患者拥有的或将提供给患者的一副眼镜的光学参数来执行焦度计功能。此外,要使用实施方式设备测量的镜片也可以是镜片坯件。例如,在切割镜片坯件以适合眼镜框之前,配镜师可能想要定位光学中心位置并确认镜片的屈光度。

[0058] 实施方式设备优选为“开放式视野”,这意味着患者可以通过该设备看向远处的目标以放松眼睛的任何调节。可以设计实施方式装置,以在不适应调节状态下(即,眼睛放松并且聚焦在无限远处)测量用户眼睛的像差。观察目标可以位于有效的光学无限远处,距患者眼睛约20英尺。观察目标可以包括标准视力表、由设备上的目标光源产生的光点或周围环境中的另一物体。这种开放式视野设计可以减少或消除对睫状肌麻痹滴剂的需要,并且还可以使雾化成为不必要的或可选的。

[0059] 通过使用相对低成本电子可调透镜系统,可以避免使用诸如自适应光学系统的昂贵方式。例如,与具有包括在综合屈光检查仪中的一组物理透镜的系统相比,实施方式设备还可以在机械上更稳固且更易于处理和运输。标准的综合屈光检查仪式透镜系统或试镜架镜片系统需要透镜切换,这可能导致患者眼睛的波动和对波前传感器装置的机械干扰。

[0060] 值得注意的是,可用的可调透镜可能具有比在用于眼睛护理的高质量光学系统中通常使用的固定透镜更低的光学质量。为此,光学工程师和眼睛护理专业人员通常不会倾向于考虑在设计用于高质量眼睛检查的系统(无论是综合屈光检查仪还是波前像差仪)中使用可调透镜。然而,本发明人已经意识到,在设备被设计用于可调透镜与波前传感器协同工作的情况下,由于在可调透镜存在自动、闭环、波前误差消除的情况下进行迭代波前测量,因而波前像差测量的质量可以得到保持甚至增强。实施方式可以提供连续捕获且经处理的波前测量值,举例来说,诸如视频速率。此外,波前传感器装置可以针对由可调透镜所造成的任何波前误差进行校准,因此能够以高准确度测量患者眼睛的甚至高阶的波前误差。此外,如上所述,可调透镜还使得能够在被用于波前像差测量的同一设备上、甚至利用便携式手持设备以及甚至在患者自行进行测试时实现快速自动或半自动综合屈光检查仪功能、焦度计功能以及调节测量功能,。

[0061] 实施方式可以提供完整的屈光系统,该系统能够由受过最少训练的技术人员或者甚至由接受治疗的患者自己在任何地方执行屈光测量。这具有重要的全球健康和工业实用性。

[0062] 图1是例示用于确定眼睛106的特性的实施方式装置100的示意性框图。装置100包括壳体102,该壳体具有被配置成接纳眼睛106并且接收来自该眼睛的光108的端口105。端口105“被配置成接纳”眼睛106的意思是眼睛106可以放置得足够靠近端口的一个或多个部分或者与端口的一个或多个部分接触,以使得可以通过端口105接收来自眼睛的光108。因此,虽然眼睛106不需要与端口105接触,但在各种实施方式中,眼睛106是将前额和脸颊抵靠着眼罩104放置的人的眼睛,以相对于端口105进行配准和机械固定。作为另一示例,下文结合图5A-图5C描述具有眼罩的另一实施方式设备,该眼罩被配置成与人的前额和脸颊接触。例如,如结合图5A-图5C所描述的,限定双眼配置的一些实施方式可以包括两个端口,本文也称为“第一”端口和“第二”端口,该“第一”端口和“第二”端口包括类似的配置并且为患者的第一和第二相应眼睛提供类似的功能。

[0063] 图1中的装置100还包括作为端口105的一部分安装至壳体的视觉可调透镜110。视觉可调透镜110被指定为“视觉”,因为眼睛106可以透过视觉可调透镜110进行观察。视觉可调透镜110还被配置成聚焦或散焦从眼睛106接收的光以经由光路112传递至波前传感器116,该波前传感器116测量来自眼睛的光108的波前。在使用装置100时,与将结合图2描述的可选“光源可调透镜”(并且可选“光源可调透镜”可以是处于装置中不同位置的类似可调透镜)相比,“视觉”可调透镜110还更靠近眼睛106。在各种实施方式中,视觉可调透镜110以下列方式安装在装置中:当该装置接近眼睛进行检查时,视觉可调透镜110相对靠近眼睛106。可调透镜与眼睛之间的相对较小的间隔可以导致可调透镜比其它情况所需的可调透镜更小且更便宜。

[0064] 视觉可调透镜110具有可变的焦距 $f$ 和焦度(optical power) $P=1/f$ 。在一些实施方式中,视觉可调透镜110被配置成将可变的球焦度(聚焦/散焦)应用于来自眼睛的光108。在其它实施方式中,视觉可调透镜110还可以应用散光度(柱镜)并且还可以改变应用至所述光的柱镜(散光)焦度的轴线。在一些实施方式中,视觉可调透镜可以被配置成相互独立地应用可变的球焦度和散光度以及应用针对散光度的轴线取向。在一些实施方式中,视觉可调透镜110还被配置成相互独立地应用等效球镜度、垂直Jackson交叉柱镜以及倾斜Jackson交叉柱镜。

[0065] 应当理解,如文本所用的任何“可调透镜”例如可以包括沿着同一光轴连续布置(光学堆叠)的多个单独可调透镜。单独可调透镜可以连续堆叠(沿着同一光轴),以便增加可以由系统模拟的镜片屈光度的范围。可调透镜的堆叠还可以改善动态范围或减小系统的总体像差。例如,视觉可调透镜可以包括针对给定光学矫正的、具有宽范围的粗略可调性的第一单独可调透镜(诸如球镜),以及针对该给定光学矫正的、具有窄范围的精细可调性的第二单独可调透镜。而且,可以使用相应的单独可调透镜通过应用焦度和轴线来实现具有可变轴线的球镜度和散光度的可选相互独立性。使用单独可调透镜的该相同方法可以被用于相互独立地应用等效球镜度、垂直Jackson交叉柱镜以及倾斜Jackson交叉柱镜。

[0066] 在一些实施方式中,视觉可调透镜110可以是液体填充透镜、电润湿透镜、Alvarez透镜、空间光调制器、可变形反射镜、具有在空间上变化的焦度的透镜(例如,渐变透镜)、改变透镜距离以调谐焦度的多透镜系统(例如,光学可调U形同轴线(trombone)Badal系统)或可调Fresnel透镜中的至少一种。在一些实施方式中,视觉可调透镜可以包括双部件光学器件(object),该双部件光学器件被配置成根据两个部件相对于彼此的横向位移或旋转移移



应用可变焦度。例如, Alvarez透镜对可以包括两个这样的光学部件, 该光学部件被配置成沿垂直于部件光轴的方向相对彼此横向位移, 以应用可变焦度。另一实施方式包括这样的透镜, 即, 该透镜由于沿透镜上的不同点具有不同焦度的不对称特性而可调。这种不对称透镜可以沿着垂直于系统光轴的平面位移, 以便改变透镜的焦度。这种类型的不对称透镜被称为“混合Fresnel透镜”, 并且例如已经被用于虚拟现实视图器中。

[0067] 可以在本文所述实施方式中使用的示例可调透镜例如可以包括Optotune® EL-10-30系列的液体填充可调透镜。该系列具有可以在毫秒级内调谐的焦距和对应焦度, 从而为以闭环方式执行的迭代波前测量提供快速响应, 如下文中进一步描述的。Optotune® EL-10-30的一个型号例如可以在焦度为+8.3屈光度(dpt)至+20dpt(对应于焦距+120mm至+50mm)之间进行调谐。此外, Optotune® EL-10-30系列可提供近红外(NIR)优化, 这对于检测从眼睛接收的NIR光是有用的, 如在一些实施方式中优选地进行的。可调透镜还可以包括与近视患者一起使用的负焦度范围。例如, Optotune® EL-10-30-C-NIR-LD-MV可以在-1.5dpt至+3.5dpt之间调谐。可以使用的另一示例可调透镜包括Varioptic Visayan® 80S0电润湿可调透镜, 该电润湿可调透镜可以应用可变焦度(-12dpt至+12dpt)和散光度(-6dpt至+0dpt)。

[0068] 在图1中, 视觉可调透镜110还被配置成将来自眼睛的光108沿着光路112朝着波前传感器116传递。波前传感器116被配置成接收来自眼睛的光并测量来自眼睛的光108的波前114。波前传感器116例如可以是Hartmann-Shack波前传感器, 该Hartmann-Shack波前传感器包括具有相同焦距的小透镜阵列并且被配置成在光束横截面中的各个点处将所接收的光聚焦到例如可以是CCD或CMOS阵列的光子传感器上。如在波前传感领域中已知和理解的, 这样的波前传感器产生光斑图案, 从该光斑图案中可以高精度地确定被测光的波前。

[0069] 波前传感器116将光108的波前的表示118提供给确定模块120。波前的表示118例如可以包括针对波前传感器116的传感器阵列的、采用像素值形式的图像。然而, 在其它实施方式中, 波前传感器116例如可以被配置成提供其它形式(例如压缩图像或传感器阵列上的一系列光斑分离或光斑中心位置)的表示118。

[0070] 确定模块120被配置成基于来自传感器116的测量波前来确定眼睛106的特性122。该特性122可以包括光学特性, 诸如针对眼睛像差的一个或更多个值、针对眼睛的眼镜或隐形眼镜的验眼报告、客观或主观确定的矫正参数、适应调节幅度或远视验眼报告、针对由患者佩戴或旨在由患者佩戴的眼镜的焦度计数据或其它相关数据。此外, 在一些实施方式中, 确定模块120可以被配置成输出其它数据, 诸如由波前传感器116生成的光斑图案。在一些实施方式中, 这种光斑图案可以有利地用于提供用于眼睛对准和其它目的的实时图像, 如下文中进一步描述的。

[0071] 在一些实施方式中, 壳体102被配置成在使用期间由具有眼睛106的人的至少一只手抓握, 以支承所述装置的全部重量。例如, 图5A-图5C中包括了这种配置的一个示例。即使在没有医生、操作员或者其它帮助来获得眼睛数据(例如针对眼镜的验眼报告)的情况下, 这些实施方式也可以使具有所述眼睛的人能够便携地使用装置100。

[0072] 在一些实施方式中, 端口105可以包括壳体102中的光学窗口, 或者可以是壳体的模块化附件中的开口。在一些实施方式中, 眼罩104、视觉可调透镜110以及端口105可以在物理上分开。在一些实施方式中, 端口105可以被描述为“近端”端口, 并且还可以在壳体中



提供附加“远端”端口,以使所述设备具有“开放式视野”,使得眼睛106能够一直透过装置100看向装置100外部的物体或部件。装置100从其被配置成接纳一只眼睛的意义上讲是单眼的。然而,在其它实施方式中,装置可以是双眼的,例如如下文中结合图5A-图5C所描述的。在一些双眼配置中,第二视觉可调透镜可以被配置成安装至壳体并且向来自第二只眼睛的光应用可变焦度。第二视觉可调透镜可以执行与第一视觉可调透镜110的功能类似的功能,或者不同的功能,如下文中将进一步描述的。

[0073] 在一些实施方式中,一种装置可以包括视觉可调透镜,该视觉可调透镜被配置成迭代地进行调节以优化波前114。例如,可以调节视觉可调透镜110以使波前114尽可能接近平面波前,以使得可以使眼睛106所产生的像差最小,并且视觉可调透镜110可以模拟由具有眼睛106的人所佩戴的眼镜镜片。

[0074] 在一些实施方式中,眼睛106是人的活体眼睛。然而,在其它实施方式中,眼睛106是人造眼睛,该人造眼睛例如可被用于校准的目的,或者用于根据焦度计功能确定针对一副眼镜的验眼报告,如下文中结合图5A-图5C进一步描述的。

[0075] 图2是例示被配置成开放式视野并且还包括其它可选部件的实施方式装置200的示意性框图。开放式视野实施方式具有以下优点:眼睛106可以穿过装置200两侧之间的视觉通道观察到该装置的壳体202外部的并与壳体202间隔开的目标标记,如下文中进一步描述的。在远处的外表面250处设置的外部目标物体252或其它目标标记在有效无限远(距离眼睛大于或等于20英尺)处与眼睛106间隔开,眼睛106可以保持大致不适应调节并放松,以使得可以改善由装置200执行的屈光测量。已经表明,与开放式视野系统(例如,A.Cervino等人,Journal of Refractive Surgery,2006)相比,利用闭合视野配置的波前像差测量引起更多的仪器近视(0.3dpt)。

[0076] 装置200被配置成将视觉可调透镜110安装在用作近端端口的目镜205的附近,该目镜205被配置成接收来自眼睛106的穿过壳体202的光108。目镜205可从壳体202拆卸,以使目镜205模块化并且可以允许壳体202接纳其它模块化附件。示例模块化附件可以包括焦度计附件(如下文中结合图5A-图5C所描述的)、校准附件(如下文中结合图5D-图5K所描述的)或者具有不同焦点范围的其它目镜。

[0077] 众所周知,不同的眼睛可能具有广泛变化的光学像差并且需要广泛变化的验眼报告。具有给定可调范围的给定视觉可调透镜(如上文所述的Varioptic Visayan® 80S0可调透镜,其具有-12dpt至+12dpt的调节范围)将能够对针对具有给定所需矫正范围的患者的眼镜矫正进行模拟。因此,在一些实施方式中,具有覆盖一个矫正范围的视觉可调透镜110的目镜205可以模块化地替换为具有覆盖不同矫正范围的不同可调透镜的另一目镜,以应对具有相应不同矫正范围的患者。

[0078] 另选地,在一些实施方式中,目镜205被配置成容纳用于各种目的的附加透镜和光学器件。例如,目镜205可以被配置成容纳也附接至壳体的固定透镜,以将固定的焦度应用至来自眼睛的光108,以改变装置200的屈光矫正测量的范围。此外,具有各种固定焦度的多种固定透镜例如可以另选地由目镜205或者由壳体202的另一部分或在装置200内部接纳,以应对具有不同屈光矫正的不同人。此外,目镜205还可以被配置成容纳雾化透镜或光学器件,该雾化透镜或光学器件被配置成雾化穿过装置200的眼睛视野。雾化具有以下优点:雾化是非睫状肌麻痹(不需要睫状肌麻痹)方法,并且还避免了对开放式视野系统的需要。还

可以根据给定患者的屈光不正类型(近视或远视)来修改雾化。

[0079] 更进一步,目镜205可以被配置成容纳视觉可调透镜,该视觉可调透镜包括如上文关于图1所述的一系列单独可调透镜。例如,使用一系列单独可调透镜而不是单个视觉可调透镜可以增加能够由系统模拟的镜片焦度的范围。一系列单独可调透镜还可以改善动态范围或减小系统的总体光学像差。该单独可调透镜例如可以彼此光学上连续设置(堆叠),所有可调透镜都以共同的光轴为中心。该单独可调透镜例如可以被用于覆盖分离的更大和更小的光学矫正范围。而且,采用这种布置(堆叠)的单独可调透镜可以被配置成分别地处理不同的相应光学矫正。一系列单独可调透镜可以相互独立地分别处理球镜焦度、散光度(柱镜)、应用至所述光的柱镜(散光)焦度的轴线以及甚至更高光阶的像差。在一些实施方式中,该系列单独可调透镜可以被配置成相互独立地应用等效球镜度、垂直Jackson交叉柱镜、倾斜Jackson交叉柱镜以及更高阶矫正。

[0080] 如在屈光护理科学方面所理解的,眼镜的矫正镜片通常位于距患者眼睛角膜表面约14mm处。在优选实施方式中,为了最佳模拟眼镜的屈光矫正,视觉可调透镜110被配置成使得透镜110的平面228被配置成距离角膜前表面227约14mm的距离229。因此,在这种情况下,当近端端口已经接纳眼睛时,视觉可调透镜110所在的平面228对应于针对眼睛106的眼镜平面。

[0081] 在执行屈光测量时,眼睛106可以看到来自位于有效无限远处的表面250上的外部目标物体252的光248。这种开放式视野设计由两个分束器226a和226b推动,这两个分束器226a和226b在装置内执行各种功能,并且在眼睛106感知的可见光谱中也基本上是透明的。

[0082] 分束器226a被配置成将从眼睛106接收的NIR光108朝着波前传感器116反射。分束器226a与波前传感器116之间的光路还包括各种调节光学器件236a。调节光学器件236a例如可以包括光束孔径/光圈、被配置成仅通过给定波长的NIR光的窄带光学滤波器、衰减滤波器等。调节光学器件236a还可以可选地包括交叉偏光器,该交叉偏光器被设置在光路中并且被配置成使波前传感器116处不必要的光最小。在光束孔径的情况下,来自眼睛照明光源的光可以受到该孔径的限制,并且示例孔径尺寸可以在约50 $\mu\text{m}$ 至约500 $\mu\text{m}$ 之间变动。

[0083] 波前传感器116将波前表示118提供给确定和控制模块220,该确定和控制模块220被配置成确定眼睛的特性122。确定和控制模块220执行与图1中的确定模块120的功能类似的功能,但模块220还包括控制功能。具体来说,控制模块220将控制信号230a输出至透镜驱动器232a,该透镜驱动器232a将驱动信号234a输出至视觉可调透镜110,以将透镜110设定成恰当的焦度。利用确定和控制模块220中的恰当逻辑,这形成了闭环系统(电路),其中可以连续监测波前表示118,并且其中,控制模块220可以连续提供恰当的控制信号230a以更新视觉可调透镜110的设定。该处理可以是迭代的,以利用视觉可调透镜110使眼睛106的波前误差最小。按这种方式,视觉可调透镜的可变焦度可以响应于连续的波前测量而被迭代地调节,以便使来自眼睛的光的波前误差最小。下文中,例如结合图6以及图10A-图10B来进一步描述各种迭代处理。

[0084] 装置200还包括被配置成朝着眼睛输出NIR光(眼睛照明光240)的照明光源238。在其它实施方式中,眼睛照明光和从眼睛接收的光可以是可见的或红外的。照明光240被分束器226b反射,穿过分束器226a,并透过视觉可调透镜110离开近端端口205以进入眼睛106。光240旨在在眼睛106的视网膜处形成聚焦光斑207。眼睛照射光240的一部分被眼睛106反

射和散射,并且作为要检测的来自眼睛的光108在波前传感器116处被接收。

[0085] 当眼睛照明光240穿过视觉可调透镜110时,眼睛照明光240的会聚或发散受可调透镜110的设定的影响。为了在视网膜上保持聚焦光斑207,装置200包括光源可调透镜200,该光源可调透镜200将可变焦度应用至眼睛照明光240以将聚焦光斑207保持在视网膜处。因此,当确定和控制模块220调节视觉可调透镜110的焦度时,可以将光源可调透镜210调节成仅影响眼睛照明光240并保持聚焦光斑207的对应值。如光学领域技术人员应当理解的,视觉可调透镜与光源可调透镜210之间的对应设定可以被预先校准,以使得针对可调透镜110的每个设定可以知道针对透镜210的恰当设定。为了做出这些对应调节,确定和控制模块220可以存储校准数据或从另一个源(如图4中所示的存储器)接收校准数据,以进行恰当的对应设定。

[0086] 在视觉可调透镜110可以在给定患者所需的屈光不正范围内进行矫正的情况下,可以不需要针对光源可调透镜210的对应调节。然而,光源可调透镜210可以被用于通过将聚焦到眼睛视网膜上的照明光的光斑尺寸减小来扩展针对给定视觉可调透镜110的测量范围,特别是在眼睛的屈光不正在幅值上大于可以利用视觉可调透镜110矫正的最大屈光不正的情况下。此外,光源可调透镜110可以被用于通过对调谐视觉可调透镜之前、期间或之后的范围进行扫描来加快分析患者眼睛并且确定对应验眼报告。例如,如果特定的视觉可调透镜无法针对给定的一组验光测量值如预期那样快速地进行调谐,那么可以同时调节视觉可调透镜的焦度以及光源可调透镜的焦度,以更快地实现特定的组合焦度设定。此外,光源可调透镜210可以被用于减少散斑,如下文中进一步描述的。

[0087] 为了控制图2中的光源可调透镜210,确定和控制模块220将控制信号230b输出至透镜驱动器232b。驱动器232b将驱动信号234b输出至光源可调透镜210以进行恰当的设定。优选地,在视觉可调透镜110独立地控制球镜、柱镜以及轴线的情况下,光源可调透镜210包括类似的独立调节,以使得针对所有视觉可调透镜设定,眼睛照明光都可以保持聚焦在视网膜上。

[0088] 照明光源238与分束器226b之间的光路还包括调节光学器件236b。光学器件236b可以包括与调节光学器件236a的功能类似的一些功能。例如,光学器件236b可以包括窄带滤光器,该窄带滤光器被配置成仅通过波长与照明光源238相对应的光。光学器件236b还可以包括光圈(孔径),该光圈被配置成调节眼睛照明光240或光阑的直径以限定照明光并使光240与分束器226b对准。例如,照明光源238可以是发光二极管(LED),但也可以是二极管激光器或其它准直、相干(或半相干,诸如超发光二极管)光源。

[0089] 如光学领域技术人员应当理解的,相干照明光源238(如激光器)可以根据光源238的相干程度,在眼睛106处和波前传感器116处产生某种程度的散斑图案。因此,具有高对比度的随机散斑图案可以存在于使用波前传感器产生的光斑图中。这些散斑图案可能干扰波前传感器116在激光散斑与对光108的波前进行限定的光斑图案之间敏感地进行区分的能力。散斑对比度可以降低定位所检测的光斑图中的每个光斑的准确度,而这又可以降低使用所检测的光斑图重建的波前的准确度。

[0090] 实施方式的一个优点是,确定和控制模块220可以被配置成,在通过波前传感器获取光斑图的同时,稍微抖动(即,快速应用可变焦度或调节另一个屈光设定)视觉可调透镜110、光源可调透镜210或两个可调透镜。在光源可调透镜抖动的情况下,将可变焦度应用至

来自光源210的光241。这种抖动可以将由眼睛照明光240在眼睛106处产生的散斑图案随机化,或者等同地,将由来自眼睛的光108在波前传感器116处产生的散斑图案随机化。这种抖动(如结合图9B所描述的)例如可以将小的变化引入光的波前中,以将由眼睛照明光源在眼睛处产生的并在波前传感器处接收的散斑图案随机化。

[0091] 这种抖动可以减少或消除激光散斑图案的影响,否则激光散斑图案减小波前传感器116的测量灵敏度。如果抖动的幅值足够大,那么散斑图案将在获取过程中随机化。如果散斑图案在单次曝光过程中充分随机化,那么将捕获平均化的散斑图案。这意味着由于散斑对比度降低,光斑图中的光斑可以更准确地定位。此外,大到足以将散斑图案随机化的抖动幅值也可以足够小到对聚焦光斑207的尺寸或波前测量的准确度没有明显影响。球镜抖动幅值的示例例如包括 $\pm 0.01\text{dpt}$ 。然而,其它示例球镜抖动幅值要大得多,举例来说,如在 $0.25\text{dpt}$ - $0.5\text{dpt}$ 的范围内。例如,其它可调透镜参数(如柱镜焦度、轴线、高阶参数,或者诸如其它已知基组中的等效球镜度的参数)可以作为抖动球镜的另选或者除了抖动球镜以外加以抖动。因此,消除或减少激光散斑噪声的能力是在实施方式装置和方法中使用的可调透镜的又一优点。

[0092] 装置200还包括安装至壳体202的可选目标光源244。图2示出了安装在壳体202内部的目标光源,但其它实施方式可以包括外部安装。目标光源244被配置成输出可见目标光246,该可见目标光246被分束器226b反射并从装置200通过壳体中的远端端口224输出。近端端口和远端端口共同形成平行于光轴242的视觉通道,眼睛106可通过该视觉通道看到外部目标252。可见目标光246在壳体202外部的并与壳体202间隔开的远处外表面250上产生光斑或其它标记。在远处外表面250处于距离眼睛有效无限远外的情况下,眼睛106可以观察该光斑或其它标记,以使眼睛进行不适应调节。可见目标光246从表面250反射或散射,并且一部分作为返回光248穿过装置200返回至眼睛106。然而,在其它实施方式中,不使用目标光源244。相反地,由眼睛106观察到的返回光248是从外部目标物体252散射或反射并穿过装置200的环境光。

[0093] 在图2所例示的示意性框图中,来自眼睛的光108、可见目标光246、返回光248以及眼睛照明光240被示出为偏离眼睛的光轴242。该描述仅为了便于例示,并且所有这些光束可以相互重合、共线,并以光轴242为中心。

[0094] 然而,在优选实施方式中,离开口205的眼睛照明光240与来自眼睛的进入该端口并由可调透镜110接收的光108是不共线的。该不共线取向可以减少或消除波前传感器对从眼睛角膜表面反向反射的眼睛照明光240的接收。这对于降低噪声以及增加针对由波前传感器所检测的波前信号的信噪比非常有用。

[0095] 遵照使进入眼睛的光与离开眼睛的光不共线的原理,可以对图2中的光学配置进行各种调整。例如,波前传感器116的检测平面217可以不垂直于照明光源238的照明轴241。波前传感器116可以与眼睛的光轴242略微不平行。换句话说,波前传感器的检测平面217可以和位于分束器226b与眼睛106之间的光路内的眼睛照明光240的照射轴不平行,并且检测平面217可以和位于眼睛照明光源238与分束器226b之间的光路内的眼睛照明光240的照射轴不垂直。

[0096] 图3是例示如图1-图2中所示的实施方式设备的各种可选输入和输出部件的示意图。具体地,图2所示的装置200的壳体202可以包括报告界面屏幕354、刻度盘356、通信接口

360、方向按钮358以及触发开关397。刻度盘、方向按钮以及触发开关是手动控制部的示例，该手动控制部可以被配置成可由眼睛患者或临床医生调节，以根据眼睛患者的主观屈光偏好来调节视觉可调透镜的可变焦度。在其它实施方式中，这些输入和输出由与装置200操作通信的外围设备提供。例如，外围设备的示例可以包括可以被临床医生、患者或其他用户用来指定输入或接收输出的蜂窝电话(如图4所示)或者分离的、手持的、有线或无线连接的控制器。

[0097] 例如，报告界面354可以是处于壳体202上的LCD屏幕，该LCD屏幕可以由用户读取以获得针对眼镜的验眼报告(如图所示)或者眼睛106的另一特性。在完成测量后，报告界面屏幕354提供针对右眼(OD)和左眼(OS)的球镜(S)、柱镜(C)以及轴线(A)测量值。还可以使用报告界面屏幕354向用户或操作员呈现各种其它信息，诸如关于更高阶像差的信息、针对右眼和左眼测量的Zernike多项式参数、针对隐形眼镜的验眼报告、对准信息以及其它信息。作为另一示例，报告界面屏幕354例如可以示出由图2中的波前传感器116所生成的实时图像，以帮助校准所述装置或者用于初始设置的眼睛对准目的。可以由报告界面屏幕354提供的其它另选信息包括由波前传感器116所生成的静态图像、表示所检测的波前的其它信息、校准指令、操作指令等。此外，在一些实施方式中，报告界面屏幕354是使得用户能够输入信息(诸如选择要执行的测量)的触摸屏。图3所示的部件在设备壳体或外围模块上的实际布局在各种实施方式中可以改变。图5A-图5C中例示了触发开关397的示例布局。

[0098] 通信接口360包括扬声器362，该扬声器362被配置成向用户提供可听指令，诸如关于如何将眼睛与壳体的输入端口对准以获得最佳测量准确度的指令。在一些实施方式中，扬声器362在眼睛测量之前和期间向用户提供逐步指令。接口360还包括麦克风364，该麦克风364可以被用于接收来自用户的输入，诸如用户的屈光偏好。例如，当装置200在综合屈光检查仪模式下操作时，该部件特别有用，如下文中将结合图8进一步描述的。因此，扬声器362可以提供某些指令，诸如“告诉我哪个透镜设定最好，一个或两个”。图2中示出的装置200然后将视觉可调透镜设定成一个接着另一个的两个不同的设定，并且扬声器362可以指示哪个设定是1，哪个设定是2。然后，用户可以通过麦克风364说出“一”或“二”以指示模拟眼镜矫正的视觉可调透镜110的哪个设定对于用户来说是优选的，用户是正在测量眼睛106的人。

[0099] 作为上文描述的用于指定主观偏好的口头交流的另选方式，用户可以按下方向按钮358以指定哪个视觉可调透镜110设定是优选的。例如，波前传感器116可以被用于确定针对用户的客观屈光矫正。然后，可以设定视觉可调透镜110以模拟应用于眼睛106的矫正镜片。然后，用户可以有机会根据主观偏好，使用方向按钮358来指定针对视觉可调透镜110的屈光设定的各种改变。该调节范围可以是进行精细调节的相对小的范围(如 $\pm 0.25\text{dpt}$ 至 $\pm 0.50\text{dpt}$ 的球镜矫正调节范围)。一旦用户指定了针对主观偏好的球镜矫正，按钮358然后可以被用于按类似方式根据主观偏好依次优化柱镜和轴线。在将视觉可调透镜110设定成针对球镜、柱镜以及轴线的优选设定之后，可以迭代地重复该处理以获得更高精度或者评估主观偏好设定的可重复性。

[0100] 刻度盘356可以被用作方向按钮358的另选方案。例如，用户可以转动刻度盘356以在例如 $\pm 0.25\text{dpt}$ 或 $\pm 0.50\text{dpt}$ 的有限范围内调节球镜矫正。刻度盘356优于方向按钮358，因为刻度盘356的旋转运动可以更平滑并且与按下按钮相比对壳体202的干扰更小。出

于其它理由(如用户根据用户偏好和所需的调节程度快速或缓慢地转动刻度盘356的能力),刻度盘356也可以是更容易使用的。

[0101] 触发开关397提供了用户向装置进行输入的另一种手段。具体地,如下文中结合图5A和图8进一步描述的,例如,当用户准备好进行测量时,用户可以按下触发开关397,然后一旦由按闭环方式利用波前传感器操作的视觉可调透镜110所提供的模拟屈光矫正完全令人满意,用户就可以释放触发开关397。触发开关397的示例位置在图5A所示的实施方式设备上示出。

[0102] 图4是例示图2中的确定和控制模块220以及确定和控制模块220与各种组件(包括图2中示出的一些内部组件、图3中示出的其它可选组件以及图2-图3中未例示的一些其它可选组件)的连接的计算机互连图。在图2所示装置实施方式中,确定和控制模块220执行装置200的所有必需计算和控制功能。应当注意,在其它实施方式中,如电气和计算机工程领域的技术人员应当理解的,这些功能可以分布在确定和控制模块与其它处理器或控制器之间。

[0103] 确定和控制模块220包括作为针对各种组件的互连部使用的计算机总线466。模块220包括被用于存储数据和程序指令并执行必需的处理功能的存储器470和处理器472,处理功能可以包括基于所测量的波前、可调透镜设定以及所获得的任何客观偏好信息来确定眼睛的特性(诸如包括要应用于眼睛的屈光矫正验眼报告的光学特性)。图2中的进入模块220的波前的表示118可以存储在存储器470中,以供处理器472分析。模块220还包括联接至计算机总线466的网络接口468,以供在需要时与外部计算机或网络通信。例如,网络接口468可以被用于向外部计算机或网络报告验光结果,以用于眼镜订购目的,或者例如允许由外部甚至远程计算机来监测装置200的功能。

[0104] 处理器472联接至视觉可调透镜接口474a,该处理器472控制图2中所示的驱动器232a。因此,通过视觉可调透镜接口474a,处理器472可以控制视觉可调透镜110的设定。按类似方式,处理器472联接至光源可调透镜接口474b,以控制图2中所示的光源可调透镜210。应当理解,在视觉可调透镜110或者光源可调透镜210包括一系列单独可调透镜(如上文结合图1所描述的)的情况下,接口474a或者474b可以相应地包括一系列单独接口,以供相互独立地控制相应单独可调透镜。

[0105] 模块220还包括接口476a和476b,以分别控制调节光学器件236a和236b。接口476a-476b在调节光学器件可调节的情况下特别有用。例如,调节光学器件236a-236b可以包括诸如用于光束调节的可变衰减和可调节光阑和光圈之类的部件。

[0106] 模块220还包括用于从图2中的波前传感器116接收数据的波前传感器接口478。模块220中的通信接口480允许模块220向图3中所示的通信接口360传送数据以及从图3中所示的通信接口360传送数据。虽然图4中未示出,但在确定和控制模块220中可以提供其它接口,所述其它接口用于向在图3中示出的报告界面屏幕354、刻度盘356、方向按钮358和触发开关397发送数据以及从报告界面屏幕354、刻度盘356、方向按钮358和触发开关397接收数据。接口482和484也包括在模块220中,以分别控制在图2中示出的照明光源238和目标光源244。例如,这些光源可以在不使用时关掉,并且在某些实施方式中,它们的强度也可以是可调节的。

[0107] 网络接口468可以包括有线或无线接口,如通用串行总线(USB)接口、有线以太网

接口、蓝牙通信模块、无线红外 (IR) 接口、无线局域网 (WLAN) 接口或无线蜂窝数据接口。通过这样的示例接口,处理器472可以与配备有类似通信接口的外部或远程设备通信。这样的接口可以被用于打印眼睛测量结果,将结果存储在拇指驱动器或其它存储介质上,将测量结果发送给个人计算机、蜂窝电话、智能电话或基于云的服务器,经由这些或其它已知方式中的任一方式发送针对眼镜或隐形眼镜的验眼报告的验眼报告订单,以其它方式进行通信或提供其它输出数据。在一个示例中,可以利用恰当配置的网络接口468将通过图7、图8、图9A、图9C-图9F以及图10A-图10B所示过程中的任一个或更多个过程确定的客观验光结果、主观验光结果、镜片测量结果、适应调节测量值、另一只眼睛的特性、机器学习结果或其组合直接或间接地传送至预期位置或设备。

[0108] 图4所示的接口中的一个或更多个可以通过适当编程的设备(如可选的现场可编程门阵列(FPGA) 486或数字信号处理器(DSP) 488)来进行替换或者使接口的功能得到增强。此外,还可以使用专用集成电路(ASIC) 490或可编程逻辑器件(PLD) 492。

[0109] 还如图4所示,模块220可以包括被用于与蜂窝电话492通信的接口。在一些实施方式中,蜂窝电话可以被配置成附接至壳体202,或者可以以其它方式被编程成执行结合图2描述的针对确定和控制模块220的一些功能。此外,在一些实施方式中,蜂窝电话492被用于显示来自眼睛的光的波前的表示。这种表示例如可以被用于将眼睛与装置200对准或者被用于其它主观或客观分析目的。在一些实施方式中,蜂窝电话492可以被用于执行图3中所示的报告界面屏幕354的功能以及刻度盘356、通信接口360、方向按钮358或触发开关397的其它输入或输出功能。此外,在一些实施方式中,蜂窝电话可以被用作Hartmann-Shack波前传感器。例如,蜂窝电话上的被用于获取照片的标准多像素传感器阵列可以适于执行Hartmann-Shack波前传感器的光传感器阵列的功能,并且可以使用分离的小透镜阵列将从眼睛接收的光108聚焦到该传感器阵列上。在一些实施方式中,蜂窝电话包括两个多像素传感器阵列,所述两个多像素传感器阵列被用于患者的各个眼睛的相应Hartmann-Shack波前传感器。此外,这两个传感器阵列中的第一个传感器阵列可以被用作波前传感器,而这两个传感器阵列中的第二个传感器阵列可以被用于执行瞳孔测量、角膜曲率测量(keratometry)、虹膜成像或其它已知的眼科成像功能中的一种或更多种。

[0110] 图5A是实施方式的双眼波前像差仪装置500的例示俯视图。装置500具体地被配置成不仅能够利用如图2所示的视觉可调透镜110实现波前像差仪测量,而且能够实现焦度计测量功能。装置500包括壳体502,该壳体502包括抓握部件503,该抓握部件503被配置成在使用期间由具有眼睛106的人的至少一只手抓握以支承装置500的全部重量。

[0111] 眼罩504连接至壳体502,该眼罩504被配置成提供装置500与具有眼睛106的人(用户、患者)的前额和脸颊的机械配准。如结合图2所描述的,壳体中的端口505被配置成接纳眼睛106并接收来自眼睛的光。如图5A所示,触发开关397安装至壳体502。开关397执行如结合图3所述的功能。具体地,当用户准备好使用装置500执行测量时,用户按下触发开关397。在按下触发开关后,通过图2中所示的波前传感器116获得连续的波前测量值,并且确定和控制模块220调节视觉可调透镜110以模拟眼镜矫正。

[0112] 每当调节视觉可调透镜110时,可以按补偿量来调节光源可调透镜210,以使得眼睛照明光240在眼睛106的视网膜处形成聚焦光斑207。如下文中结合图6进一步例示的,这些调节可以迭代地执行,直到用户对模拟的屈光矫正感到满意为止。一旦用户满意,用户可



以再次按下触发开关397以指示矫正是令人满意的。在其它实施方式中,用户或技术人员或其他协助者可以在执行迭代调节时按下并保持触发开关,并且触发开关的释放可以指示用户对矫正感到满意。

[0113] 装置500还包括被配置成显示针对患者(用户)的镜片的验眼报告的报告屏幕554。在各种实施方式中,报告屏幕554例如可以被配置成显示针对隐形眼镜的验眼报告、用于对准或其它目的的波前光斑图案,或结合图3所示的报告界面屏幕354描述的其它信息。

[0114] 图5A还示出了经由模块化接口592模块化地附接至装置500的、用于对眼镜598执行焦度计测量的焦度计附件591。因此,壳体502被配置成接纳焦度计附件591,该焦度计附件591被配置成接纳并支承旨在由人佩戴的矫正镜片。焦度计附件591还可以被配置成支承旨在被制造成矫正镜片的镜片坯件;这样,焦度计附件591对于临床背景下的焦度计测量以及在镜片制造工艺期间对镜片和镜片坯件进行分析都是有用的。波前传感器可以测量所接收的穿过矫正镜片或镜片坯件的光的波前。确定模块(如图1中的模块120或图2中的模块220)可以被配置成基于透过矫正镜片或镜片坯件接收的光的镜片波前来确定该矫正镜片或镜片坯件的屈光特性。

[0115] 在图5A中,焦度计附件591包括用于放置一副眼镜598的镜片保持隔舱(bay) 594,其中每个镜片都在其自己的隔离舱内。包括人造眼睛(模型眼睛) 599的校准容器595也包括在附件591中,以将已知光学波前特性的两个光学组件与装置500中的两个相应光学通道对准。该校准容器595还可以被称为校准保持器或校准舱。

[0116] 图5A中的附件591还包括位于模块化接口592与校准容器595之间的滑轨和机构596,以便以使移动最小且使眼镜稳定的方式来夹紧眼镜598的光学组件,以供进行焦度计测量。滑轨和机构596可以被用于设定双眼装置500的两个通道之间的距离。当装置500被用于确定某人眼睛的屈光矫正时,滑轨和机构596可以被用于调节双眼装置500,以匹配瞳孔间距离(即,用户眼睛之间的距离)。当装置500被用于对一副眼镜进行镜片测量,那么滑轨和机构596可以被用于使双眼装置500与眼镜的两个镜片的相应光学中心之间的距离相匹配。触发开关397还使装置500通过启动软件校准序列来触发焦度计测量。

[0117] 人造眼睛599被示出包括在用于校准目的的校准容器595中。人造眼睛599可以充当已知像差,以使得可以确定因眼镜而造成的像差。焦度计附件591的一些内部结构可以类似于下文中结合图5D-图5K进一步描述的校准支架517。具体地,可以存在保持人造眼睛的容器和可以放置眼镜镜片的狭槽。

[0118] 可调透镜110(其在装置500中被用于如本文进一步描述的眼睛测量目的)可以出于焦度计目的而可选地使用或从装置中移除。在使用可调透镜110的情况下,可调透镜110可以保持在固定焦度,以便在被测量的眼镜镜片落在装置的基本范围之外时改变装置500的测量范围。

[0119] 图5B-图5C是图5A中所示装置500的例示侧视图。具体地,图5D示出了焦度计附件591外部的眼镜598,而图5C示出了插入焦度计附件中的眼镜598。这些例示侧视图还示出了装置500包括位于壳体502底侧的第二触发开关397。

[0120] 从图5A中可以注意到,装置500在设计上是双眼的。在一些双眼实施方式中,将装置的两侧(使用该装置来瞄准人的两只眼睛)设计成包括与图2中所示光学部件类似的光学部件。以这种方式,可以使用该装置同时获得人的双眼的测量值。与结合图5A-图5C描述的



实施方式装置类似的实施方式装置可以简化两只眼睛同时与装置的相应侧对准。

[0121] 然而,在图5A-图5C所示实施方式中,装置500的一侧被配置成执行放置在端口505前面的眼睛或眼镜镜片的波前像差测量,而装置500的另一侧被配置成与测量光学通道具有相同的光传输特性,否则可以是被动和透视的(即开放式视野)。这可以例如确保用户通过双眼看到相似视野,而不会使一只眼睛的视野比另一只眼睛的视野更亮。因此,为了使用装置500对两只眼睛都执行测量,该装置可以旋转180°以使用装置500瞄准人的相对两只眼睛,并且当在焦度计模式下使用时瞄准眼镜的相对两个镜片,依次地瞄准每只眼睛或眼镜。这种开放式视野的双眼实施方式可以准许双眼的观察条件彼此相似。这与既不是开放式视野也不是双眼的现有小波前像差仪形成对比,该现有小波前像差仪使得患者两只眼睛的观察条件不同,这会对双眼主观验光(自然观察)产生负面影响。

[0122] 图5D是可以被用于校准图5A-图5C中所示装置500的、上文中引用的校准支架517的例示侧视图。该校准支架被配置成模块化地附接至壳体502,具体地附接至眼罩504,以在没有来自眼镜的屈光矫正或由于活体眼睛引起的像差的情况下获得针对完美眼睛的基准波前测量值。人造眼睛组装件519可以机械地附接至校准支架517以实现该目的。

[0123] 图5E是附接有人造眼睛组装件519的校准支架517的立体图。

[0124] 图5F-图5K是与图5E-图5F所示的校准支架517相似的校准支架517'的各种例示图。校准支架517'与人造眼睛组装件519组装在一起。具体地,图5F是该组装件的例示侧视图,图5G是该组装件的立体图,而图5H是支架519的例示端视图。图5I、图5J以及图5K是示出附接至装置500的校准支架517'的各种例示图。

[0125] 使用附接至装置500的校准支架517或517',装置500可以确定因单独用于校准目的的视觉可调透镜而造成的透镜波前误差。如已知的,可调透镜可以具有比固定透镜低的光学质量。因此,在没有活体眼睛的情况下,人造眼睛组装件519与校准支架517或517'就位,并且人造眼睛组装件519具有已知的光学特性,并且优选地具有尽可能接近完美眼睛的特性的特性,导致组装件519没有波前误差,所测量的任何波前误差主要归因于视觉可调透镜110。

[0126] 因视觉可调透镜而造成的波前误差的这种贡献可以由处理器(诸如图2中所示的确定和控制模块)在确定因眼睛106而造成的实际波前误差时加以考虑。以这种方式,视觉可调透镜110的光学质量变得不那么重要,即使假设存在视觉可调透镜110,也能使设备提供高度准确的测量值和验眼报告决定。因此,即使利用相比于固定透镜具有较低的光学质量的视觉可调透镜,处理器也可以通过考虑校准视觉可调透镜对波前误差的精确贡献来高精度地确定眼睛106的实际波前误差。

[0127] 图6是对用于使用图1和图2所示的视觉可调透镜来矫正因眼睛的像差而造成的波前误差和用于模拟眼镜的效果的迭代处理进行例示的示意性流程图。此外,在使用光源可调透镜的情况下(如图2所示),可以如下进行补偿调节。

[0128] 波前614a最初由图2中的波前传感器116测量,其中视觉可调透镜110未应用焦度。箭头611a表示应用于图2所示的视觉可调透镜110的可调透镜调节。此时,可以对图2所示的光源可调透镜210的焦度进行对应补偿调节,以便补偿视觉可调透镜110调节对眼睛照明光的影响并保持将眼睛照明光聚焦到视网膜上的光斑上。然后波前传感器116测量波前614b,该波前614b表现出较小的波前误差(与理想平面波前的偏差较小)。

[0129] 随后,箭头611b例示了应用对视觉可调透镜110的进一步调节,以应用更微小的调节来模拟更好的眼镜矫正,其中对光源可调透镜210进行相应调节。然后通过波前传感器116测量波前614c。在这种情况下,可以看出波前614c表现出已经由视觉可调透镜应用的一些过矫正。箭头611c表示对视觉可调透镜110的进一步微小调节,以模拟眼镜矫正,因为使用特定视觉可调透镜可用的参数可以最佳地应用该模拟。如前所述,这些可调参数可以包括针对特定可调透镜的球镜、柱镜以及轴线。另外,随着可调透镜的不断发展和完善,预计特定的可调透镜将能够调节和矫正更高阶的矫正。在更高阶矫正的情况下,可以执行类似的迭代调节。可以对光源可调透镜20进行进一步的微小补偿调节。

[0130] 波前传感器116测量最终波前614d,鉴于视觉可调透镜和系统的其它光学组件中存在的任何光学像差,该最终波前614d表示使用特定视觉可调透镜110可以获得的最佳波前。图6中例示的示意性流程图可以根据眼睛对准稳定性、眼睛适应调节、波前测量的再现性、后续波前测量的潜在平均以获得最佳估计等包括更多次迭代。在每次连续波前误差测量中,可以确定波前的最小(或最大)误差。特征化波前误差的一种方法例如是借助于均方根(rms)波前测量。然而,也可以使用其它波前误差测量。

[0131] 此外,图6中所示的迭代调节和测量处理可以连续地应用于视觉可调透镜110的多个参数。例如,在示例方法中,可调透镜的球镜调节例如可以相对于所测量的波前进行优化,随后进行柱镜和轴线的优化。然后可以重复该处理(再次测量球镜、柱镜以及轴线)以进一步优化。鉴于调节可调透镜的潜在速度(如上所述)、用于更新透镜设定的潜在速度以及用于波前感测的获取速度(例如,每秒十帧),即使在多维和迭代的情况下,也可以非常快速地进行该处理。

[0132] 图7是例示用于确定眼睛的特性的过程700的流程图。该特性可以包括眼睛所产生的波前误差、针对眼睛的屈光验眼报告、适应调节范围测量、远视测量、综合屈光检查仪测量以及如本文所述的其它测量。本文所述的实施方式设备(如结合图1-图5K所述的那些)可以被用于执行该示例过程700。

[0133] 在713a,利用视觉可调透镜,经由壳体的被配置成接纳眼睛的端口,将可变焦度应用至从眼睛接收的光。在713b,光从眼睛沿着光路传递。在713c,测量来自眼睛的光的波前,其中该光从壳体端口经由光路接收。

[0134] 在713d,基于来自眼睛的光的波前来确定该眼睛的特性。下文中描述了关于过程700所包含的实施方式过程的其它细节。

[0135] 图8是例示利用图5A-图5C所示实施方式装置的、包括可以对眼睛患者执行的各种测量以及示例临床检查流程的概览过程800的流程图。因为图5A-图5C中的实施方式装置(在此也称为“快览”(“QuickSee”)装置)可以包括与图1-图4中所示的部件类似的各种部件,所以还参照这些附图。

[0136] 图8中的行815a指示可以由用户(如利用快览装置测量其眼睛的人)执行的操作。行815b示出了例如可以由操作员(如技术人员)执行的操作。在其它实施方式中,行815b中描述的动作可以由用户执行或者可以利用实施方式装置自动执行。此外,例如,用户、操作员或者验光师或眼科医生可以利用实施方式设备执行其它操作。行815c示出了可以由快览装置执行的示例动作。

[0137] 图8中的列821a例示了可以被用于识别客观屈光矫正的操作。如本文所用的,客观

屈光矫正指示可以在不考虑用户的主观屈光偏好的情况下执行的测量。例如,可以利用实施方式设备基于通过例如图2中所示的波前传感器116获得的波前表示118,来客观地估计屈光矫正。列821b例示了可以被用于例如通过利用可调透镜(如图2中所示的视觉可调透镜110)模拟眼镜的屈光矫正的效果来改善客观矫正估计的操作。

[0138] 图8中的列821c例示了可以被执行以例如通过从用户获得关于透镜偏好的反馈来改善客观验光估计的主观验光操作。例如,当验光师在门诊中利用具有多种固定透镜的标准综合屈光检查仪执行该处理时,该处理通常被称为综合屈光检查。然而,有利的是,根据本文所述实施方式,可以通过利用可调透镜自动地或半自动地使用实施方式设备来执行综合屈光检查。列821d例示了可以利用实施方式装置和方法执行以获得眼睛适应调节范围测量值的示例操作。

[0139] 根据上述客观验光过程,在816a,用户可选地将当前眼镜呈现给操作员(例如,技术人员)。在816b,操作员利用结合图5A-图5C进一步描述的焦度计附件591测量用户当前眼镜的屈光焦度。为了执行镜片测量,在816c,快览装置进入镜片测量模式。在镜片测量之后,在818,移除焦度计附件591,并且装置500进入验光模式,以对用户的至少一只眼睛进行客观测量。

[0140] 利用视觉可调透镜进行镜片测量的一个优点例如包括通过实现固定的可调透镜偏移,可以轻松改变测量范围。这在被测量的特定眼镜镜片位于装置的基本范围之外的情况下是有用的。利用视觉可调透镜进行镜片测量的另一优点涉及测量准确度。具体地,与上文所述用于在存在视觉可调透镜的情况下进行眼睛波前测量的准确度优点类似,通过设定视觉可调透镜以消除被测眼镜镜片的焦度进而使得所检测的波前尽可能平行,可以提高镜片测量准确度。如上文进一步描述的,当所检测的波前尽可能平行时,波前测量本身可以更准确,由此在基于波前测量时,导致更准确的镜片测量。在这种情况下,可以基于所测量的波前和所实现的焦度的组合来确定该眼镜镜片的测量焦度。

[0141] 在823,具有待测量眼睛的用户将实施方式装置与要测量的一只或两只眼睛对准。用户将设备与用户的面部接触并通过该装置看向远处的目标。用户保持眼睛睁着,并且偶尔会眨眼。在825,操作员帮助用户进行对准处理。在一些实施方式过程中,该装置诸如通过图3所示的扬声器362提供对准指令。在827,作为对准处理的一部分,快览装置显示由波前传感器116提供的光斑图图像的实时预览。这些图像例如可以在报告界面屏幕(如图3中所示)处或者在所附接的蜂窝电话的屏幕(如结合图4所述)处示出。

[0142] 在829,操作员确认快览装置与用户的眼睛对准。在其它实施方式中,这可以利用来自设备本身的反馈而自动执行。无论是由操作员手动确认对准还是提供自动对准反馈,对准分析都可以基于来自波前传感器的光斑图。当用户通过该装置观看时,可以分析用户的眼睛与波前传感器光学对中的程度。具体地,这可以通过检查光斑图在波前图像传感器上居中的程度,然后提供关于如何相对于用户的面部移动设备以便将用户的眼睛光学地对中至波前传感器的反馈来完成。

[0143] 在831,用户可以按下图5A所示的触发开关397,以指示应当开始验光测量。在这之后,在833,快览装置开始实时屈光不正测量。然后,在835,根据需要,可以将外部安装的或可拆卸的透镜作为模块化附件添加至快览装置,以改变视觉可调透镜的测量范围或者雾化患者的视野。这些镜片的添加例如可以由操作员执行。如上所述,示例Varioptic Visayan®

80S0可调透镜可以应用介于-12dpt至+12dpt之间的可变焦度。因此,如果该透镜被用作视觉可调透镜,并且例如患者的眼睛具有约-12dpt的球镜误差,那么可调透镜可能无法提供方便的调节范围来确保确定最佳屈光矫正以及为患者模拟最佳屈光矫正。在这个示例情况中,附加的外部安装的+5dpt固定透镜可以被添加至所述装置,并且被用于将测量范围改变+5dpt以供进行测量和模拟屈光矫正。在另选实施方式中,可以使用具有不同测量范围的不同视觉可调透镜。

[0144] 如上文结合图2所述的,例如,目镜近端端口205可以被配置成根据需要接受一个或更多个附加的模块化固定透镜。作为另选例,例如可以通过快览装置,经由图3所示的报告界面屏幕354或扬声器362给予用户指令,以插入用于偏移或雾化的特定透镜。

[0145] 至于眼镜模拟列821b,在837 (1),调节图2中所示的永久并入的视觉可调透镜110,以便中和由眼睛106中的缺陷而造成的屈光不正。该处理例如可以是迭代的,如图6所示。当使屈光不正尽可能接近零(例如,由图6中的平面波以及由来自Hartmann-Shack波前传感器的均匀的平均间隔的光斑图指示)并且调节可调透镜110以实现这样的结果时,则眼睛106通过开放式视野装置200观察外部目标物体252。然后,眼睛106透过由视觉可调透镜110模拟的矫正镜片有效地观察。该中和处理可以通过运行优化例程而凭经验完成,以使波前传感器上的光斑图案尽可能均匀。下文描述示例优化过程。

[0146] 使光斑图案尽可能均匀的优化过程可以以几种方式来执行。一种简单的方法是使波前相对于无像差波前的均方根(rms)误差最小。可以在该优化过程中使用的其它公知参数的示例是峰谷(P-V)波前像差或Strehl比等。下列文章描述了这些方法中的一些方法:“Thibos et al, Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations, Journal of Vision 2004 (4), 329-351”。可以利用标准闭环控制迭代地执行该优化过程,其中反馈信号(误差信号)由任何前述参数给出。

[0147] 用于执行该优化过程的另一种可能性是将光学或视觉质量最大化。这种方法基于这样的事实,即,在数学上很容易添加至我们的设备连续测量的眼睛像差图。利用所测量的球镜和/或柱镜波前(该球镜和/或柱镜波前对矫正进行模拟),可以接着利用Fourier光学的方法计算所得视网膜图像。可以系统地或迭代地改变所添加的波前的曲率,以模拟在一个范围内改变眼睛+透镜系统的光学质量的直通聚焦(through-focus)实验。考虑到合适的光学质量度量(如Strehl比),该计算过程产生使所矫正的眼睛的光学质量最大所需的最佳镜片。

[0148] 另选地,波前误差优化可以基于Zernike系数。Zernike系数可以由确定和控制模块220在每次测量中获得,并且可以被用于计算由波前传感器116获得的波前的RMS误差(或任何其它感兴趣的参数)。该参数可以被用作闭环中的误差信号,以调节视觉可调透镜中的球镜、柱镜以及轴线,以便使RMS误差最小。此外,针对每次测量,可以执行迭代处理,以基于在视网膜图像质量估计之后获得的光学或视觉质量度量来计算应用于视觉可调透镜110的调节。

[0149] 作为另一另选例,确定和控制模块220可以基于由波前传感器116获得的波前来计算Zernike系数,并且可以对视觉可调透镜110进行球镜、柱镜以及轴线调节,以补偿由Zernike展开式所表示的对应屈光不正分量。一个简单的示例方法包括使可调透镜110矫正二阶Zernike项(散焦、倾斜散光以及垂直散光)。

[0150] 在该处理期间,在对视觉可调透镜110进行调节的各种情况下,可以将光源可调透镜210调节对应量,以保持照明光240在视网膜上的聚焦光斑。

[0151] 在837(2),可以调节视觉可调透镜110以增加或改变测量范围。基于波前测量客观确定的矫正可以被实现为用于眼镜模拟的固定值。而且,该模拟可以被实现为粗略偏移,然后在主观验光阶段,例如,基于用户的偏好,允许在相对小的范围内(诸如 $\pm 1.0\text{dpt}$ 、 $\pm 0.5\text{dpt}$ 或 $\pm 0.25\text{dpt}$ )改变。在837(3),在上述实时测量和迭代中和处理期间,视觉可调透镜110或光源可调透镜210可以稍微调节(抖动)以解决由波前传感器116获得的光斑图中的散斑噪声。该处理在上文结合图2进一步加以描述。

[0152] 在839,随着通过波前传感器116检测到的光斑图被优化为均匀的并且通过视觉可调透镜110的调节来表示最小的屈光不正,用户可以通过该开放式视野装置观察标准视觉活动图表,其中模拟眼镜由用户借以观察的视觉可调透镜110提供。

[0153] 在列821c中,在841,视觉可调透镜110已被设定成某一焦度,以利用波前传感器的测量值,基于客观验光来模拟针对屈光矫正的最佳估计。以此设定为起始点,按稍微类似于综合屈光检查的方式执行主观验光。然而,利用视觉可调透镜110的益处,在用户通过被用于波前像差测量和客观验光的同一装置进行观察时,可以在外部技术人员的最小帮助下或者仅由用户自动地或半自动地执行该处理。

[0154] 在一个实施方式中,扬声器362向用户提供可听消息以转动刻度盘356。在仍然观察视力表(例如,Snellen图表、LogMAR图表、EDTRS图表或翻转E图表)或另一目标的同时,用户调节刻度盘356以优化处于测试状态下的眼睛的视野,并根据刻度盘356的调节为视觉可调透镜110调节球镜。随后,扬声器362询问视野是否被优化。用户通过麦克风364回应“是”。然后,扬声器362提供消息以利用刻度盘356再次优化该视野。这时,视觉可调透镜110的柱镜调节是在用户仍然观察视力表的情况下进行的。通过扬声器和麦克风进行类似的刻度盘调节以及类似的确认后,可以类似地进行轴线调节。在该处理之后,可能希望通过再次请求用户调节刻度盘356以对球镜等进行优化来进行迭代。

[0155] 在另一实施方式中,用户使用方向按钮358根据需要向上或向下调节球镜矫正。在另一实施方式中,外部技术人员在主观验光测量期间提供帮助。例如,技术人员可以向患者询问该患者是利用第一可调透镜设定还是第二可调透镜设定能更清楚地看到等,从而引导患者进行整个主观测量处理。技术人员可以利用快览装置(实质为综合屈光检查仪)执行主观验光。视觉可调透镜设定的切换可以通过直接输入至所述设备来完成。然而,更优选地,输入可以经由远程设备,如连接至快览装置的平板计算机。在这种情况下,平板计算机例如可以连接至快览装置,这非常类似于图4所示的蜂窝电话492。在又一实施方式中,视觉可调透镜110在有限范围内缓慢改变,并且例如当用户的视野相对于球镜、柱镜或轴线被优化时,用户按下类似于触发开关397的触发按钮。

[0156] 在843,基于根据主观验光获得的最终屈光值来获得最终的针对眼镜的验眼报告。在一些实施方式中,通过装置200本身或者通过经由图4所示的网络接口468连接的外部监测计算机在确定和控制模块220内收集数据。与客观验光值相比,关于主观验光最终值的数据可以被累积,以生成统计数据,以供更好地预测最终验眼报告值。

[0157] 如上所述,实施方式设备的一个独特特征是利用同一设备执行客观验光和主观验光两者的能力。针对测量眼睛的每位患者,实施方式装置和方法可以被用于获得(i)初始客

观验光,和(ii)最终主观验光。针对每位患者,可以记录这两个值以了解它们的不同之处。

[0158] 通过积累和学习这样的数据,可以实现方法以有效地修改最初测量的客观测量值,来提供用于主观验光的更准确的起始点。机器学习方法不仅可以考虑为每位患者测量的客观验光和主观验光,而且也可以考虑要根据机器学习方法存储和分析的任何用户(眼科患者)的个人信息(例如,年龄、性别、种族)或附加信息(例如,客观测量的高阶像差,或者根据测量值计算的视网膜图像质量),以进一步提高预测准确度。

[0159] 使用该机器学习/预测方法的实施方式的有用优点在于,通过获得用于主观验光的更准确的起始点,可以减少整个屈光处理的总时间。下列情况也是可以的:鉴于充分建立的预测例程,甚至不需要执行主观验光,而是可以仅基于客观验光结果来进行主观矫正预测。

[0160] 如本文进一步描述的,通过实施方式装置测量的眼睛特性例如可以是基于波前测量的客观特性,而不考虑将在综合屈光检查结果中反映的主观患者偏好。确定模块可以被用于,基于客观特性来预测具有所述眼睛的人的主观屈光偏好。确定模块还可以基于患者的人口统计或物理属性来预测主观屈光偏好。人口统计属性可以包括患者的年龄、性别、种族、体重、身高、职业或另一人口统计属性。物理属性可以包括视网膜图像质量、轴向长度、虹膜颜色、X射线物相照片、角膜曲率,比球面像差或柱面像差更高阶的像差或所述眼睛的另一属性或者患者身体的属性,这些物理属性可以与客观和主观眼睛屈光结果之间的差异具有某些相关性。

[0161] 确定模块可以被配置成利用根据数据库建立的相关性来预测主观屈光偏好,该数据库包括针对许多不同的眼睛患者的相应人口统计或物理属性以及相应的客观眼睛特性。存储有相应属性的数据库例如可以包括在图4所示的存储器470中,或者包括在经由图4中的网络接口468访问的外部服务器中。

[0162] 在一个示例中,利用实施方式装置进行检查的许多患者的客观和主观验光结果以及相应年龄可以存储在所述装置的存储器中。所述装置中的确定和控制模块例如可以确定针对该装置的客观与主观验光结果之间的差异随着患者的年龄大致线性地变化。然后,基于这种线性相关性,确定和控制模块可以基于给定患者的客观验光结果和患者的年龄来预测针对给定年龄的给定患者的主观验光。

[0163] 在另一示例中,确定和控制模块可以粗略地根据二次函数确定,针对所述装置的客观与主观验光结果之间的差异随着客观验光结果本身的大小而减小。因此,针对给定患者,基于患者的客观验光结果和该二次函数,确定和控制模块可以预测给定患者的主观屈光偏好。然后可以将视觉可调透镜设定成所预测的主观偏好,并且可以可选地执行进一步的主观检查。

[0164] 还应注意,这种预测方法也可以应用于从仅执行客观验光的设备处获得的数据。例如,可以将来自波前像差仪的客观结果与大样本患者的主观综合屈光检查结果进行比较,以建立预测相关性,该预测相关性可以被应用于仅基于客观测量值来获得(有效地)主观质量屈光矫正。尽管如此,仍然优选地基于在同一检查期内利用同一装置获得的客观和主观测量值来建立客观与主观验光之间的相关性,以及主观屈光偏好的预测。在该上下文中使用同一装置可以潜在地更快且更一致。

[0165] 图1中的确定模块120或图2中的确定和控制模块220,或者作为图1-图2中的装置

的一部分或与所述装置分离的另一处理器例如可以基于波前执行用于基于眼睛的特性来预测具有所述眼睛的人的主观屈光偏好的计算。这可以通过随时间比较屈光偏好(综合屈光检查型确定)与客观验光值之间的差异来完成,该客观验光值是各种患者属性(如上文所述的人口统计和物理属性)的函数。各种方法和计算例程可以取决于随时间收集的经验数据。可以使用考虑年龄、性别、针对眼睛的绝对客观验光值,或者用户的可能与客观和主观验光值之间的差异具有相关性的任何其它值的方法。以这种方式,即使单独基于客观验光,对主观验光的预测也可以随着时间的推移而得到改善。

[0166] 列821d例示了用于基于患者反馈来获得适应调节幅度(范围)测量的示例过程。在845,装置200进入适应调节测量模式(远视测量模式)。在847,使用上推(push-up)或负透镜(minus-lens)技术或者使用“添加”模式来确定用于应对远视的老花镜的验眼报告。在849,获得最终适应调节幅度。

[0167] 为了测量适应调节幅度(使用上推或负透镜技术),可以假设正被测试的人是正视眼(即,不需要针对远视力的矫正镜片)或者适当地矫正远视力(例如,利用眼镜或隐形眼镜)。诸如快览装置的实施方式设备可以经由视觉可调透镜提供对远视力的适当矫正,该视觉可调透镜可以取代综合屈光检查仪或验光透镜箱。

[0168] 当使用负透镜方法测量适应调节时,视觉可调透镜可以是特别有利的。传统上,对于负透镜方法而言,随着负透镜被单眼地引入至患者直到基于患者的反馈而使得目标不再清晰,小的近点目标的适应调节需求被改变。然而,利用根据实施方式的基于视觉可调透镜的装置,不需要随身携带额外的透镜,并且可以连续地引入更多的负焦度,而不是如传统上所进行的那样按逐步方式来引入。期望连续可变焦度的能力能够产生针对适应调节幅度的更准确的测量。

[0169] 列821d中所示的使用实施方式方法和装置的过程与用于适应调节测量的现有方法显著不同。现有方法通常包括使用附接至综合屈光检查仪的物理移动目标。该物理移动目标在远离人的距离处开始(以矫正远视力)并朝着患者的眼睛逐渐移动以跟踪患者的近视。在眼睛与可移动目标之间的足够小的距离处(比近点更近),眼睛不再进行适应调节。利用移动目标的现有系统具有以下缺点:物理上较大、需要移动部件、需要用于所述移动的致动器、缺乏快速在设定之间循环的能力、潜在地具有漂移或滞后,以及如果物理目标在测量期间移动并且处于测试状态下的一只眼睛或两只眼睛感知到该移动,则导致眼睛适应调节过度或不足。与现有系统形成对比,本文所述实施方式可以利用可调透镜以供快速、可重复、准确的适应调节测量,而不需要机械移动部件。

[0170] 与现有方法和系统相比,本文所述实施方式的另一个优点是:在患者通过可调透镜(其设定根据需要改变)观察同一远距离目标的同时,可以通过在可变透镜设定的改变期间或之间的任何时间获取波前测量值来获得客观适应调节测量值。按这种方式,即使在透镜系统和波前像差仪两者都按同一设定但作为不同系统的一部分来使用的情况下,也可以获得对适应调节的非常精确的确定,这是现有方法和系统所无法实现的。

[0171] 在一些实施方式中,适应调节测量甚至不需要来自患者的主观反馈,因为在可调透镜设定改变时迭代地进行波前测量,直到波前测量值指示不再发生适应调节。由于不需要等待患者的口头响应,因此可以更快地完成适应调节幅度测量。在眼睛检查(如适应调节范围检查)期间被请求提供主观反馈的患者经常强调他们的反馈,甚至质疑他们自己的最



终结果,因为他们不确信他们的响应是否“正确”。可以通过实施方式可调透镜和波前像差测量组合系统提供的客观性可以消除这些患者的压力。所述结果可以是更加可重复的,因为它们不受患者的关于“正确”响应的焦虑的影响并且因为波前像差测量的固有精度。使用本文所述实施方式的测量的准确度因患者交流问题(例如,与儿童、老年患者、不会与临床医生说同一语言的患者等进行交流的问题)也可以更可靠。下文结合图9E进一步描述用于利用实施方式组合可调透镜和波前像差测量装置来确定适应调节的示例实施方式方法。

[0172] 图9A-图9F通过更详细地例示如何执行图8中的流程图的特定部分对图8中的总体屈光检查流程图进行补充。

[0173] 图9A以流程图形式示出了过程900a,该过程900a更详细地例示了如何利用实施方式装置和方法来执行镜片测量,如在图8中的环节(element)818处的总结中所示的。在951a,将焦度计附件(如图5A中的附件591)附接至实施方式设备。将诸如图5A中的眼镜598的眼镜放入该附件中。在951b,将光沿着光路发送到眼镜镜片中。例如,眼睛照明光240(图2中所示)可以沿着图2中所示的路径行进,穿过可调透镜110离开装置,并进入焦度计附件591中。

[0174] 在951c,测量来自眼睛的光的波前,特别是来自图5A中所示的人造眼睛599的光的波前。经由光路从附件上的透镜接收类似于图2中所示的光108的光。在951d,眼镜镜片的屈光分布图由如图2中所示的确定和控制模块220的模块确定。在951e,将眼镜镜片的屈光分布图存储在确定和控制模块220中。

[0175] 图9B是更详细地例示如何利用实施方式装置和方法(特别是利用可调透镜)来抑制波前测量中的散斑的流程图。在图9B所示的过程900b中,在953a,光从照明光源(例如,图2中的光源238)沿着光路穿过光源可调透镜(例如,图2中的透镜210)接着穿过视觉可调透镜(例如,图2中的透镜110)发送。在953b,通过改变光源可调透镜或视觉可调透镜或两者的焦度来定形光的波前。该波前定形例如可以类似于图6中所示的迭代定形。在953c,通过振荡光源可调透镜、视觉可调透镜或两者的焦度来引入光的波前中的小变化,以随机化在眼睛和波前传感器处产生的散斑图案。

[0176] 图9C是根据客观验光过程900c更详细地例示如何利用实施方式装置和方法(特别是利用视觉可调透镜)来获得客观验光测量值的流程图。在955a,光从照明光源,沿着光路穿过光源可调透镜和视觉可调透镜发送至眼睛。光源可调透镜和视觉可调透镜最初都被设定成应用零焦度。在955b,从眼睛的视网膜反射或反向散射的光穿过视觉可调透镜到达波前传感器。

[0177] 在955c,测量来自眼睛的光的波前。在955d,例如,基于所测量的波前连同随后由视觉可调透镜和光源可调透镜应用的焦度来估计眼睛的屈光不正(例如,球镜和散光),如上文结合图6所述。在955e,鉴于可调透镜的质量和可用调节,视觉可调透镜和光源可调透镜应用恰当的焦度(例如,球镜和散光),以最大可能程度地消除眼睛的所估计的屈光不正。在955f,重复环节955c、955d以及955e,直到眼睛的所估计的屈光不正稳定在可接受的变化水平内(例如,0.25dpt、0.15dpt或0.05dpt)。

[0178] 图9D是根据主观验光过程900d更详细地例示如何利用实施方式装置和方法来获得主观验光测量值的流程图。在957a,设定视觉可调透镜,以消除用户眼睛的屈光不正,其中,该屈光不正是根据诸如图9C所示的客观验光过程估计的。在957b,视觉可调透镜的球镜



度和散光度通过预定义方法自动地或者通过眼睛患者或助手的手动输入而系统地变化(符合标准的主观验光实践)。

[0179] 在957c,在视觉可调透镜的每次焦度改变之后,请求关于舒适度和视敏度的眼睛患者反馈。在957d,重复来自957b-957c的环节,直到已经完全确定针对该眼睛患者的眼镜的验眼报告与标准主观验光过程(例如,利用综合屈光检查仪)一致。因此,因为主观验光(如示例图9D中所示)可以使用来自示例图9C的客观结果作为起始点,所以由诸如图1中所示的模块120或者图2中所示的确定和控制模块220的确定模块确定的屈光验眼报告和其它特性可以基于来自同一装置的波前像差测量(客观结果)和基于可调透镜的综合屈光检查(主观结果)两者。

[0180] 图9E是例示示例适应调节过程900e的流程图,该过程900e示出了如何使用实施方式设备和方法来测量用于远视评估的适应调节幅度。在959a,设定视觉可调透镜,以消除患者眼睛的如由主观验光确定的屈光不正。在959b,请求患者通过所述装置看向放置在远离眼睛的通常阅读距离(约0.4米)处的具有例如小文本或符号(如缩小的Snellen图表)的目标。

[0181] 在959c,基于来自患者的反馈,向视觉可调透镜逐渐添加负焦度,直到目标上的小文本或符号变模糊并且保持模糊。在959d,通过将视觉可调透镜的总负焦度添加至目标距离的倒数(约 $1/0.4\text{m}$ )来确定患者眼睛的适应调节幅度。

[0182] 虽然患者反馈与单独可调透镜调节相结合可以被用于确定适应调节范围,但本文所述实施方式(包括在同一装置中具有波前传感器和可调透镜两者的实施方式)的特定优点是:可以通过利用波前测量结合可调透镜调节以更自动化的方式测量适应调节。作为示例,可以首先执行客观和主观验光测量,如图8或图9C-图9D所概述的。这可以在最初不考虑适应调节范围的情况下为患者提供最终矫正验眼报告,并且可以将视觉可调透镜设定成最终设定。随后,所述装置可以利用这些可调透镜设定来测量初始矫正波前,然后所述装置可以非常缓慢地以小步长改变可调透镜焦度,从而允许患者的在测试状态下的给定眼睛在仍然观看固定目标标记的同时进行适应调节。

[0183] 在每个透镜调节步骤中,在恰当的适应调节后,附加波前测量值可以由所述装置自动获取、保存,并且被确定模块监测。在足够多的焦度步骤之后,当确定模块最终确定所测量的波前已经相对于初始矫正的波前值偏离至少最小阈值(或以其它方式根据波前测量值确定处于测试状态的眼睛不再充分地进行适应调节)时,则确定模块可以确定最终优化设定中的可调透镜焦度与最大适应调节点处的焦度之间的差是患者眼睛的适应调节范围。如将根据该描述理解的,还可以根据双眼实施方式同时在两只眼睛上执行诸如上述测量的适应调节测量。

[0184] 图9F是例示示例机器学习过程900f的流程图,该过程900f示出了如何在实施方式设备和方法中实现机器学习,以基于客观测量值来预测眼睛患者的主观屈光偏好。在961a,将至少包括由客观验光估计的屈光不正和由主观验光确定的屈光不正的患者数据存储在数据库中。该数据库例如可以包括图4中的存储器470,或者实施方式装置外部的数据库(例如,经由图4中的网络接口468访问的网络数据库)。

[0185] 在961b,例如,在给定由客观验光估计的屈光不正(如根据图9C确定的)的情况下,将来自数据库的数学模型(例如,根据机器学习技术获得)用于预测由主观验光确定的屈光

不正。在961c,例如,将所预测的屈光不正用作用于主观验光的初始起点,如根据图9D所执行的。

[0186] 图10A-图10B是例示用于利用实施方式装置确定患者的主观屈光偏好的单个实施方式过程1000的连续部分的流程图。应当理解,图9D中所示的用于主观验光的过程是一般过程,它还可以包括利用实施方式装置的许多不同变型例。通常,图10A-图10B中的过程1000是特定变型例,该特定变型例包括迭代地确定针对给定眼睛的粗略和精细的主观屈光偏好,并且允许患者直接与具有交互部件的装置进行交互以确定主观偏好。这可以通过使用交互式患者反馈对视觉可调透镜视力矫正值进行智能的迭代控制来完成。

[0187] 在与本公开一致的一些实施方式中,随着视觉可调透镜的屈光值的改变,验光师或助理反复地询问患者视觉可调透镜的哪些矫正设定在主观上更好(类似于标准验光师辅助的综合屈光检查测量中使用的迭代过程)。然而,在过程1000中,实施方式装置请求患者转动刻度盘356,该刻度盘356被设定成在粗略范围上然后在精细范围上迭代地控制视觉可调透镜的某些屈光值,并且所述设备记录患者做出的最终设定以改进主观偏好。每当设备通过图3中所示的扬声器362询问患者以优化设定时,患者转动装置的壳体上的刻度盘356,同时通过所述装置查看目标(如Snellen图表),直到患者对他或她将刻度盘调节成使得视觉可调透镜被设定成视敏度的最佳值感到满意为止。然后,该装置自动记录患者所找到的最佳可调透镜参数,如下文中具体描述的。在其它实施方式中,图3中的通信接口360可以仅用于口头询问眼睛患者并从患者处接收语音识别的口头回应,如有关哪个主观屈光偏好更好的“一”或“二”。

[0188] 示例过程1000的另一特征是其例示了如何通过所述装置相互独立地设定正交基本组、等效球镜度M、垂直Jackson交叉柱镜J0以及倾斜Jackson交叉柱镜J45。这与例如使用上文参考图3引用的标准临床S、C、&A基本组的其它实施方式形成对比。应当理解,相互独立地控制S、C以及A的实施方式装置也可以通过数学变换相互独立地控制M、J0以及J45。

[0189] 通常,过程1000包括将视觉可调透镜设定成利用波前像差仪根据客观验光处理确定的最佳设定。结合图9C描述用于确定客观验光的示例过程。此后,在过程1000中,确定粗略的主观设定。随后是将视觉可调透镜设定成最佳粗略主观验光值设定,然后确定精细主观验光设定。例如,将更精细的主观验光设定用作针对患者的最终主观屈光偏好值,然后可以基于精细的主观设定来确定屈光验眼报告。应当理解,如本文所用,“设定视觉可调透镜”可以包括设定光学地串联布置的多个单独可调透镜中的一个或更多个,如上文参考图1所述。

[0190] 更详细地,在图10A中,在1063,将视觉可调透镜设定成先前基于波前像差测量根据客观验光过程确定的M、J0以及J45(例如,参见图9C)的最佳客观值(分别为 $M_{opt}$ 、 $J0_{opt}$ 以及 $J45_{opt}$ )。这些最佳客观值例如可以存储在图4所示的存储器470中,并且可以响应于来自图4中的处理器472的命令进行透镜设定。因此,在1063a-1063c,分别将M设定成 $M_{opt}$ ,将J0设定成 $J0_{opt}$ 以及将J45设定成 $J45_{opt}$ 。

[0191] 在1065,确定粗略的主观设定 $M_{opt}'$ 、 $J0_{opt}'$ 以及 $J45_{opt}'$ 。在过程1000中,按下列方式确定粗略主观设定。在1065a,将刻度盘356设定成控制视觉可调透镜,以使得在患者可用的刻度盘的整个运动范围内,M将在 $M_{opt} \pm 0.5 \text{dpt}$ 的范围内改变,而J0和J45分别在 $J0_{opt}$ 和 $J45_{opt}$ 处保持恒定。在1065b,所述装置经由扬声器362,通知患者迭代地转动刻度

盘356以优化主观视敏度偏好。在此调节期间,刻度盘356的整个运动范围仅允许在 $M_{opt} \pm 0.5dpt$ 范围内进行调节,以使患者不能偏离最佳客观确定的设定太远。应当理解,粗略调节的范围 $\pm 0.5dpt$ 是例示值,并且可以根据需要,基于进一步的操纵(engineering)、医生或验光师知识、如图9F所示的机器学习、人口统计因素或者其它因素在所述装置中改变和设定该值。在1065c,所述装置然后将该值保存为粗略主观偏好 $M_{opt}'$ ,并将视觉可调透镜设定成该值。

[0192] 在1065d,所述装置响应于患者调节刻度盘356来配置其自身以控制垂直Jackson交叉柱镜J0。具体地,随着刻度盘356在其整个范围内的调节,所述装置将其自身设定成在 $J0_{opt} \pm 0.5dpt$ 的范围内调节J0。同时,所述装置将视觉可调透镜保持在恒定的 $M_{opt}'$ 和 $J45_{opt}$ 。在1065e,通过扬声器362请求患者迭代地转动刻度盘356,以将J0优化成最佳粗略主观偏好值 $J0_{opt}'$ 。在1065f,所述装置然后保存 $J0_{opt}'$ 并将视觉可调透镜设定成该值。

[0193] 在1065g,针对参数J45执行类似的过程。随着患者将刻度盘356在其整个范围内转动,所述装置将其自身设定成在 $J45_{opt} \pm 0.5dpt$ 的范围内控制J45,同时保持恒定值 $M_{opt}'$ 和 $J0_{opt}'$ 。在1065h,所述装置请求患者迭代地转动刻度盘356以优化视敏度,并且患者最终确定优选设定。在1065i,所述装置将该设定保存为J45的最佳粗略主观偏好值,即, $J45_{opt}'$ 。在根据患者的偏好确定了粗略主观验光设定之后,在1067,所述装置继续确定精细的主观设定,如图10B所示,其中,过程1000继续。

[0194] 在图10B中,更详细地,在1069,所述装置将视觉可调透镜设定成在图10A中的1065处确定的粗略主观设定(如果尚未这样做的话)。具体地,在1069a-1069c,将视觉可调透镜分别设定成 $M_{opt}'$ 、 $J0_{opt}'$ 以及 $J45_{opt}'$ 。在1071,然后,按与被用于确定粗略主观设定的方式类似的方式来确定精细主观设定,除了将粗略主观设定而不是客观设定用作起始点以外。针对每个参数使用 $\pm 0.2dpt$ 变化的例示性示例精细范围变化。然而,如上文关于粗略变化范围所述,可以基于附加信息或偏好来选择或设定该精细变化范围。

[0195] 在1071a,通过在 $M_{opt}' \pm 0.2dpt$ 的范围内相应地控制M,同时保持恒定的 $J0_{opt}'$ 和 $J45_{opt}'$ ,将所述装置设定成响应于患者在刻度盘356的整个范围内转动刻度盘356。在1071b,通过扬声器请求患者迭代地转动刻度盘,以对处于测试状态下的特定眼睛、OD或OS的视敏度进行优化。在1071c,将精细主观偏好 $M_{opt}''$ 保存在存储器中,并将视觉可调透镜设定成该值。

[0196] 在1071d,将所述装置自身设定成在 $J0_{opt}' \pm 0.2dpt$ 的范围内控制J0,以响应刻度盘在其整个范围内的变化,同时仍保持恒定的 $M_{opt}''$ 和 $J45_{opt}'$ 。在1071e,所述装置请求患者迭代地转动刻度盘以优化视敏度。在1071f,所述装置记录值 $J0_{opt}''$ 并将视觉可调透镜设定成该值。在1071g,响应于刻度盘356在其整个范围内转动,所述装置将其自身配置成在 $J45_{opt}' \pm 0.2dpt$ 的范围内控制J45。在1071h,请求患者迭代地转动刻度盘以优化视敏度。在1071i,所述装置记录最佳精细主观偏好值 $J45_{opt}''$ ,并将视觉可调透镜设定成该值。

[0197] 在1073,然后将 $M_{opt}''$ 、 $J0_{opt}''$ 以及 $J45_{opt}''$ 用作最佳主观验光设定。可以在所述装置上设定这些值,以供患者最终确认该设定有效且可接受的。虽然在图10A-10B中未例示,但此时,所述装置可以可选地执行其它功能。例如,所述装置可以通过改变视觉可调透镜来示出患者的矫正和未矫正视野,同时相应地与患者对话(与在传统的综合屈光检查期间临床医生所遵循的过程类似)。此外,所述装置例如可以可选地通过按下图3中所示的触发开

关397或者由患者通过图3中所示的麦克风364回答“是”来向患者提供另一机会,以指示附加调节是优选的。

[0198] 该过程1000还可以依次针对每只眼睛OD和OS加以重复。更进一步地,可以将过程1000修改成依次对每只眼睛OD和OS执行粗略主观测试,然后依次对每只眼睛执行精细主观测试。此外,验光领域的技术人员将认识到,同时确定双眼的主观屈光矫正是有利的。如本领域已知的,患者的针对给定眼睛的优选矫正可以根据另一只眼睛是否正在透过矫正镜片观看、是否未矫正或者在评估给定眼睛的同时被阻挡而不同。因此,将认识到,在本文所述的允许针对双眼同时模拟可调透镜矫正的双眼排布结构中,可以将过程1000修改成同步地针对双眼测试主观设定。例如,可以针对双眼进行基于主观波前的优化可调透镜矫正设定,然后指导患者或临床医生改变刻度盘设定,该刻度盘设定同时一起调节双眼的焦度或另一参数。这样,可以确定精细或粗略的主观设定。

[0199] 此外,可以修改该过程以包括:在不希望或不可能仅由患者进行调节来优化设定的任何情况下,均有恰当的临床医生参与。可以在类似于图3中所示的报告界面屏幕354的接口处报告所述值 $M_{opt}$ 、 $J_{0opt}$ 以及 $J_{45opt}$ 并且将所述值用于提供屈光验眼报告。此外,可以根据过程1000确定的信息(如最终的精细主观屈光偏好)经由上文描述的装置中的任何一种或其它已知装置提供给患者、临床医生、制造商。

[0200] 应当理解,在其它实施方式中,过程1000可以扩展至主观屈光偏好的连续更精细调节和确定。此外,可以按与过程1000中所示的方式类似的方式确定更高阶的屈光矫正,其中,所述装置中使用的特定视觉可调透镜准许这种调节。熟练掌握各类多维迭代优化的技术人员以及验光领域的技术人员将理解,即使在优化范围(例如,0.5dpt或0.2dpt)对于粗略和精细确定两者而言是相同的这一情况下,也可以进一步确定“粗略”和“精细”主观设置。这是因为在改变所有参数以将值优化,随后重新优化同一值方面存在典型值,而无论是利用患者可用的同一调节范围还是利用更小的调节范围。

[0201] 此外,出于多种目的,波前像差测量值可以在过程1000内随着主观测量值而散置在任何位置。如上所述,实施方式可以响应于连续波前测量执行迭代地调节一个或多个视觉可调透镜的可变焦度,以使从一只或两只眼睛接收的光的波前误差最小。波前测量可以以闭环方式执行,或者在利用可调透镜的主观测量之间简单地执行两次或更多次。一个示例包括获得初始波前误差测量值、设定可调透镜以矫正初始波前误差,然后获得一个或更多个次级或后续波前测量值。

[0202] 在由可调透镜矫正的眼睛上执行波前测量可以允许通过波前像差测量以更高的准确度来确定高阶矫正,该高阶矫正可以利用单独起作用的同一波前像差测量仪器来完成。如已知的,为了改善视力,尤其针对弱光条件和其它特定情况,获知高阶矫正以应用于眼睛是有用的。这样,实施方式能够利用相对更加便宜的波前像差仪来实现与非常昂贵且精确的波前像差仪相当的波前测量准确度。即使利用相对低成本的实施方式系统,在实施方式中结合波前像差计来使用可调透镜也能够更准确地测量高阶像差,因为可调透镜可以矫正初级低阶像差,从而消除了低阶像差的贡献(通常大得多),进而能够以更好的灵敏度和特异性来更好地检测高阶像差。

[0203] 此外,将可调透镜与波前像差测量组合的实施方式能够在客观波前像差测量之后立即利用应用于患者的同一手持装置原位进行主观测试(综合屈光检查)。这可以提供更好

的患者通过量 (throughput) 和准确度。而且, 利用实施方式, 可以在主观综合屈光检查测量期间执行客观测量。在这种情况下, 客观测量可以用于主观综合屈光检查的情况, 其中, 患者表示不清楚所给出的两个或更多个选择中的哪个可调透镜设定更好。

[0204] Marks, Randall等人的“Adjustable adaptive compact fluidic phoropter with no mechanical translation of lenses,”Optics Letters Vol.35, No.5, 739-741, March 1, 2010通过引用其全部内容而并入于此。

[0205] 作为W0 2015/003062 A1和W0 2015/003086 A1公开的国际专利合作条约 (PCT) 申请通过引用其全部内容而并入于此。

[0206] 此外, 本文所引用的所有其它专利、公开的申请以及参考文献通过引用其全部内容而并入。

[0207] 应当理解, 采用软件实现的本发明实施方式的各个方面可以存储在本领域中已知的各种类型的非暂时性计算机可读介质上。该软件可以是可由处理器加载和执行的任何软件, 并且在适用的情况下, 使各种系统或设备执行如本文所公开的操作或与其等效的操作。

[0208] 虽然本发明已经参照其示例实施方式进行了具体示出和描述, 但本领域技术人员应当理解, 在不脱离所附权利要求涵盖的本发明的范围的情况下, 可以在形式和细节上进行各种改变。

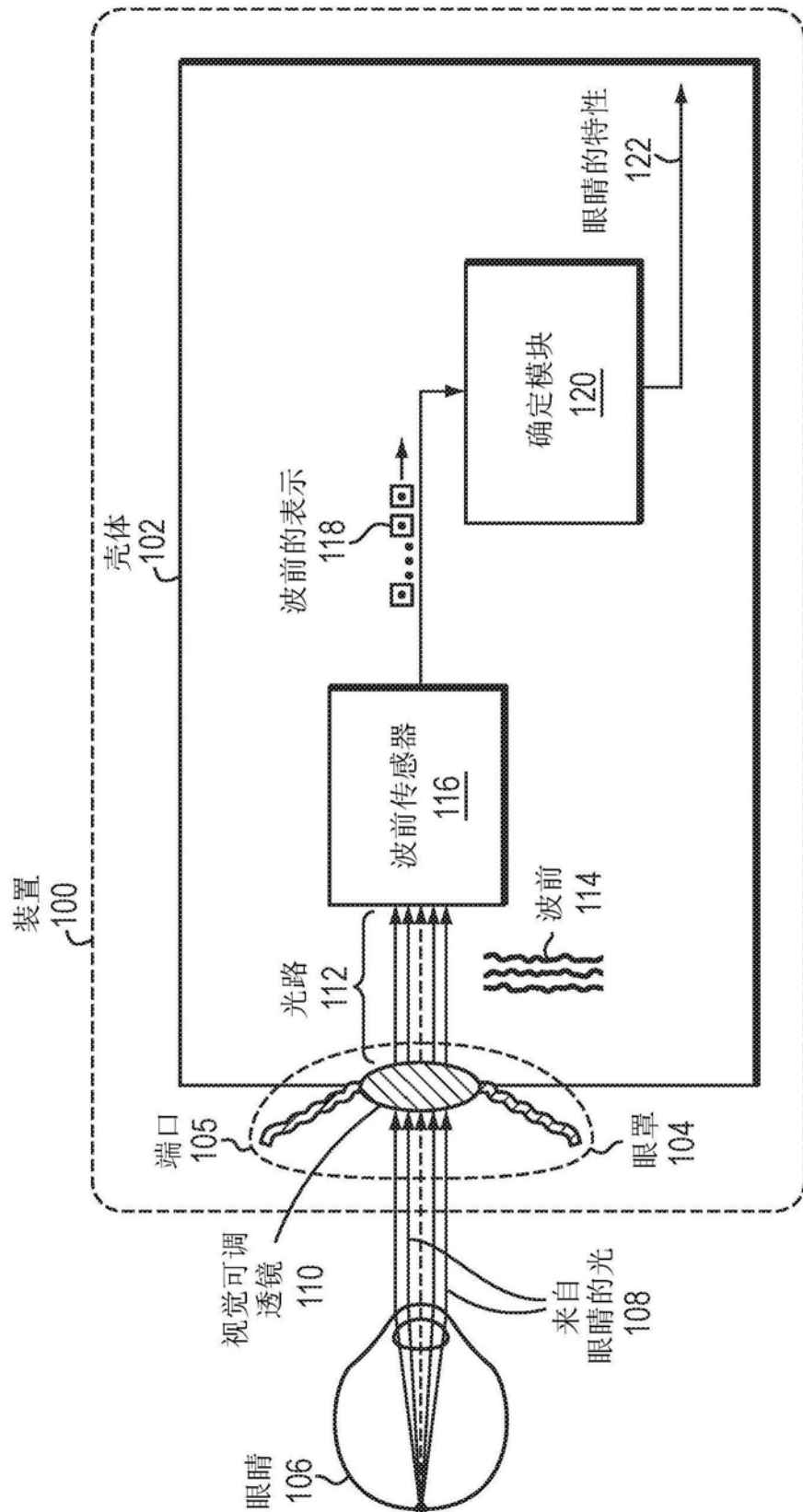


图1



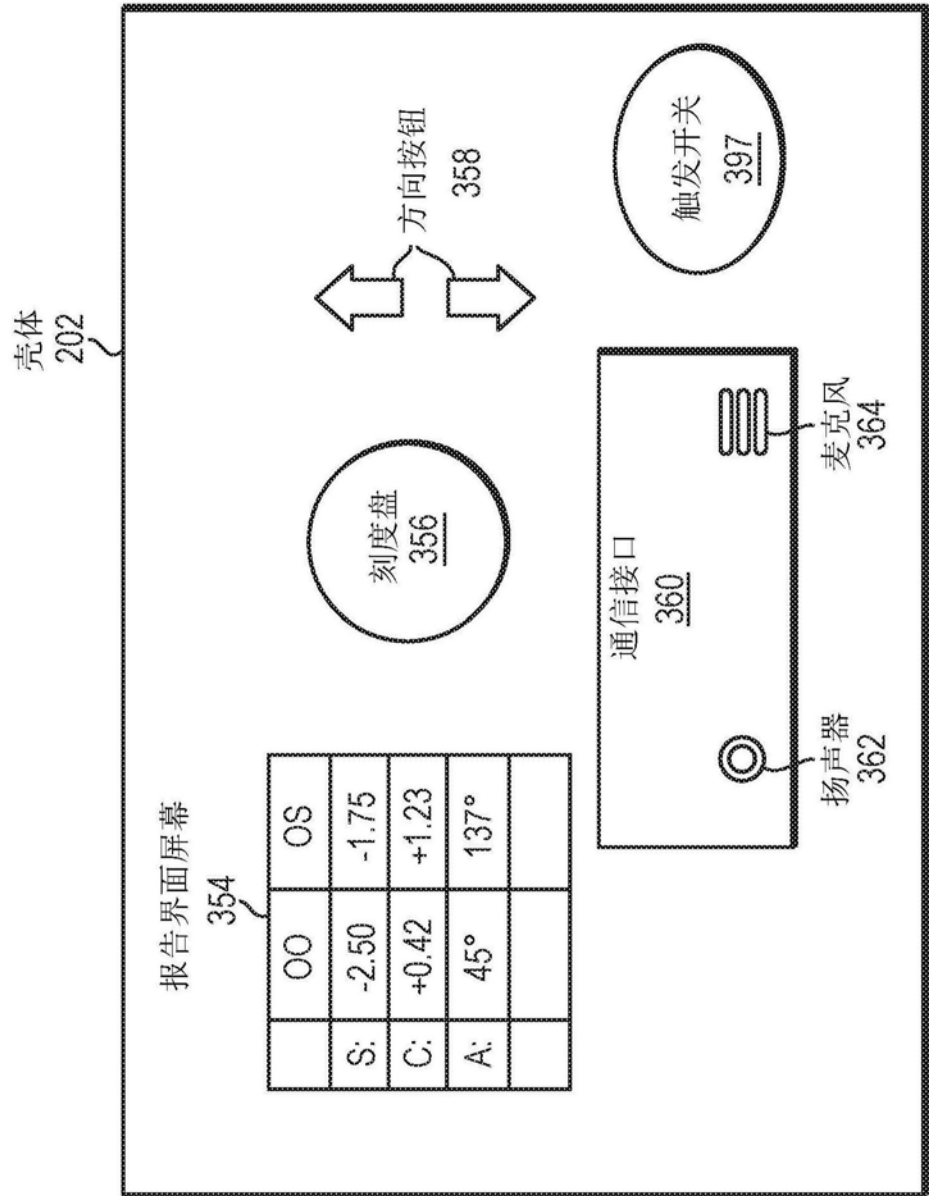


图3



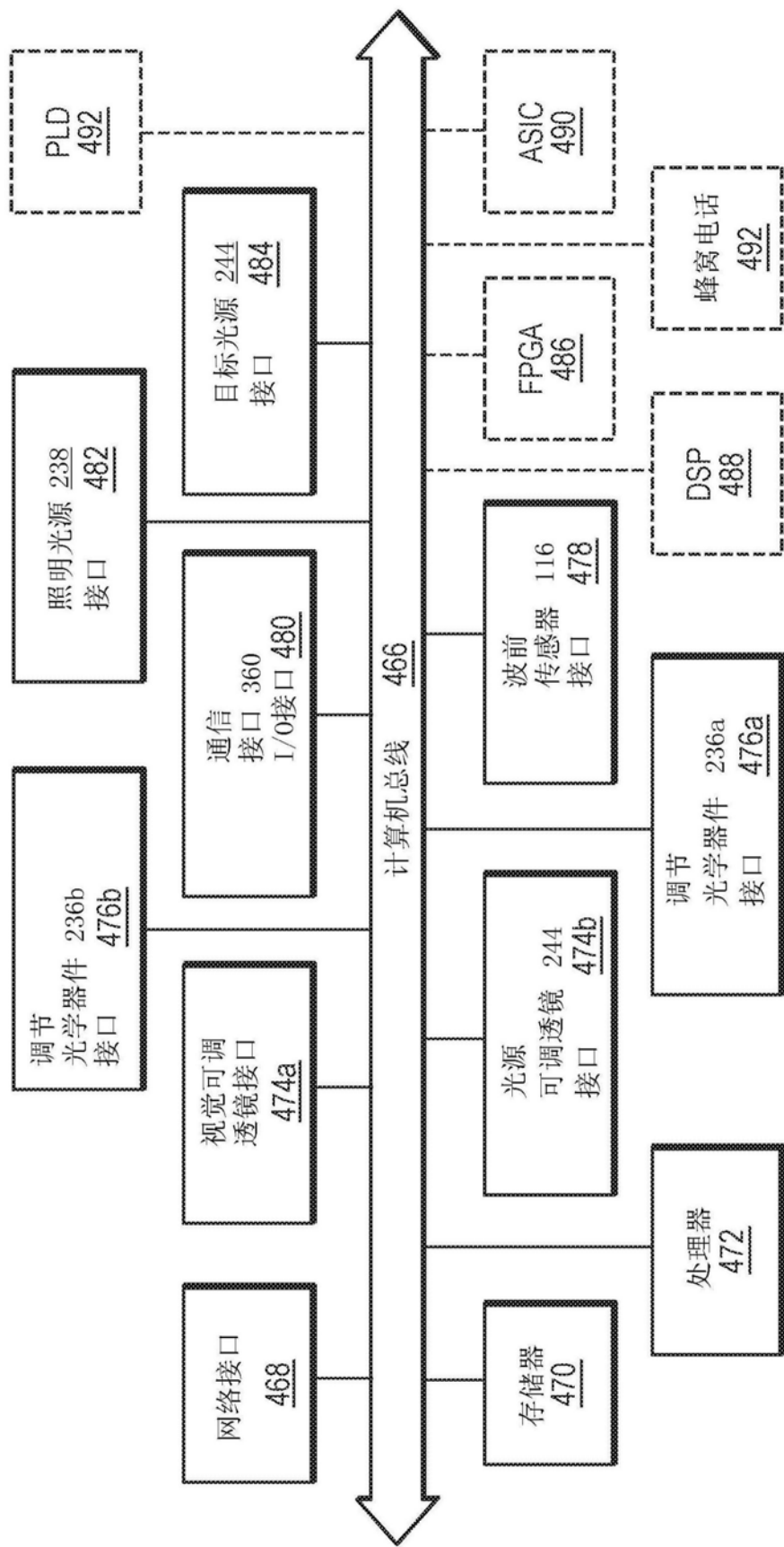


图4

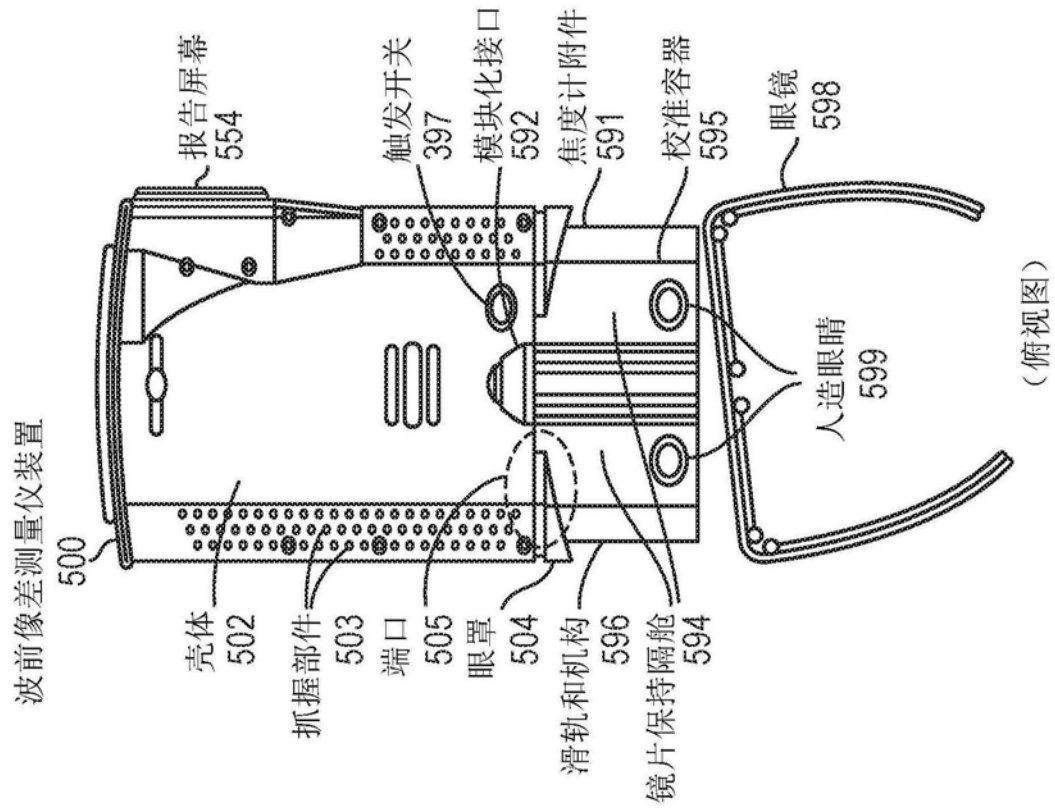


图5A

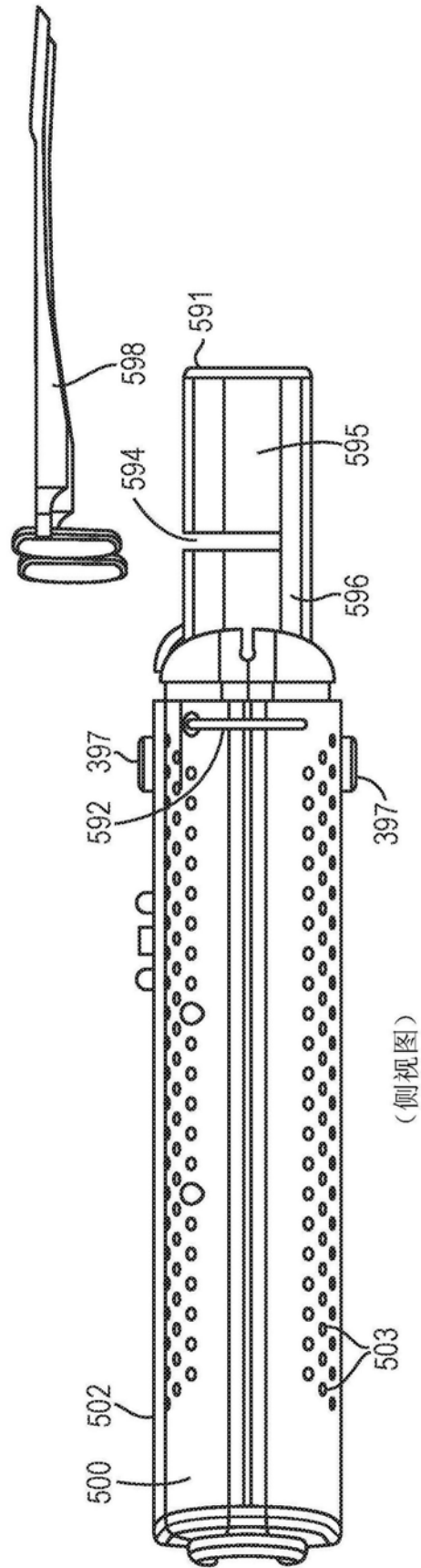


图5B

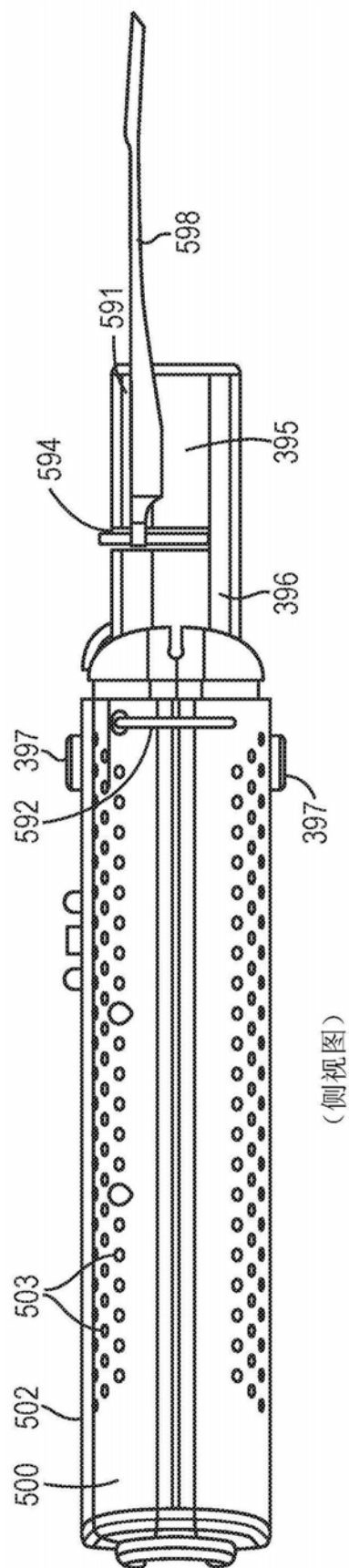


图5C

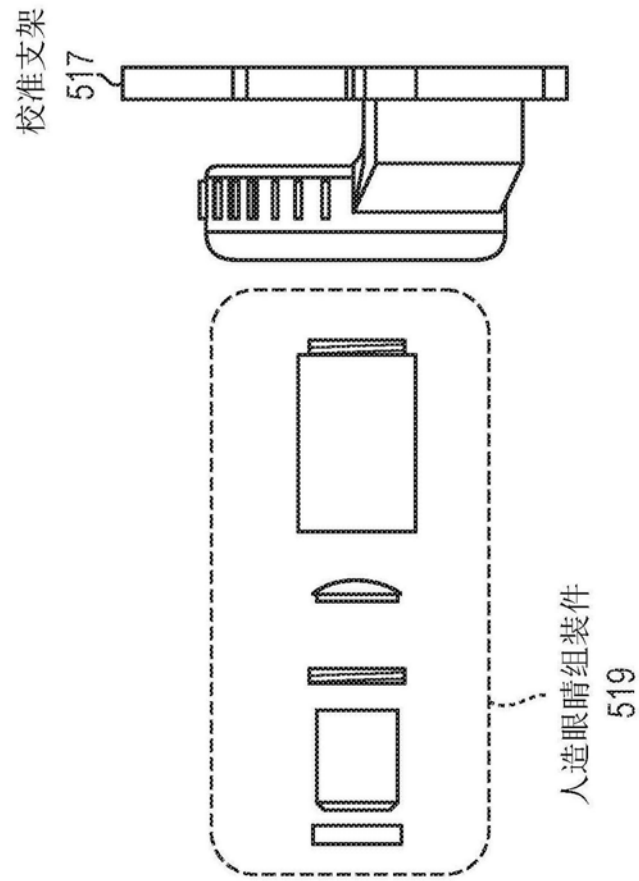


图5D

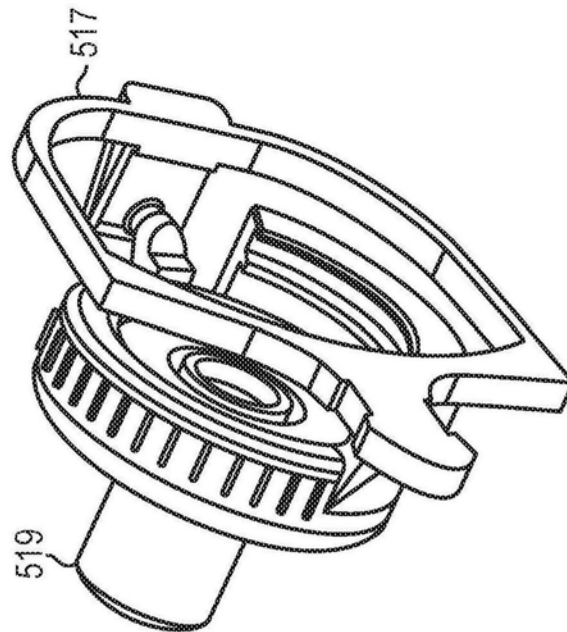


图5E

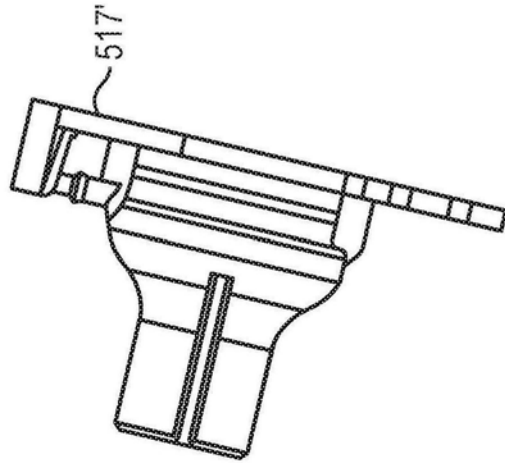


图5F

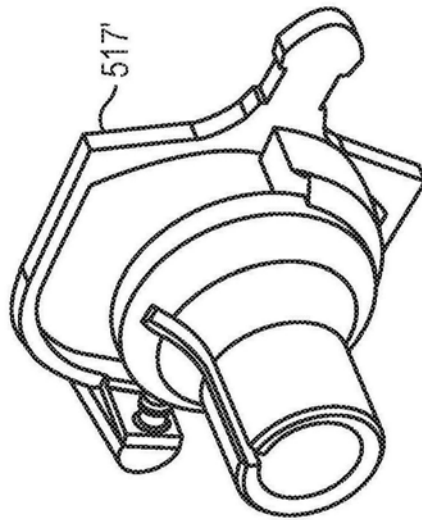


图5G

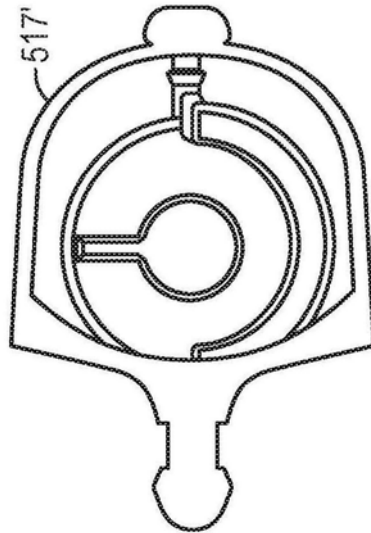


图5H

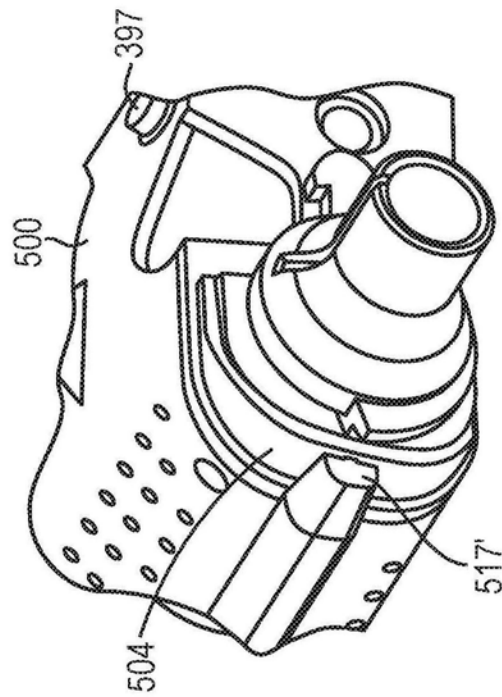


图5I

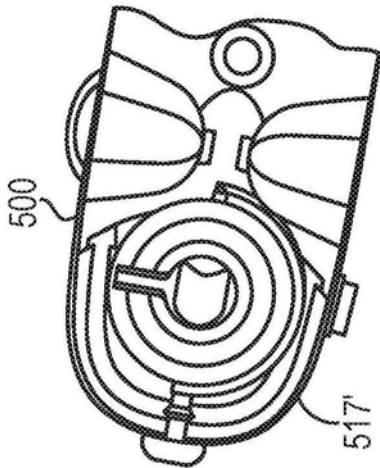


图5J

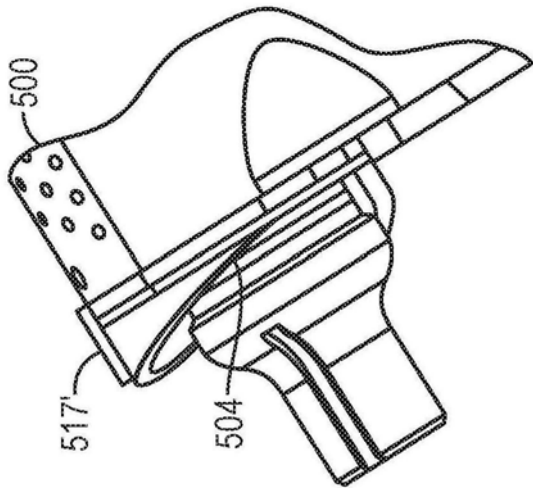


图5K



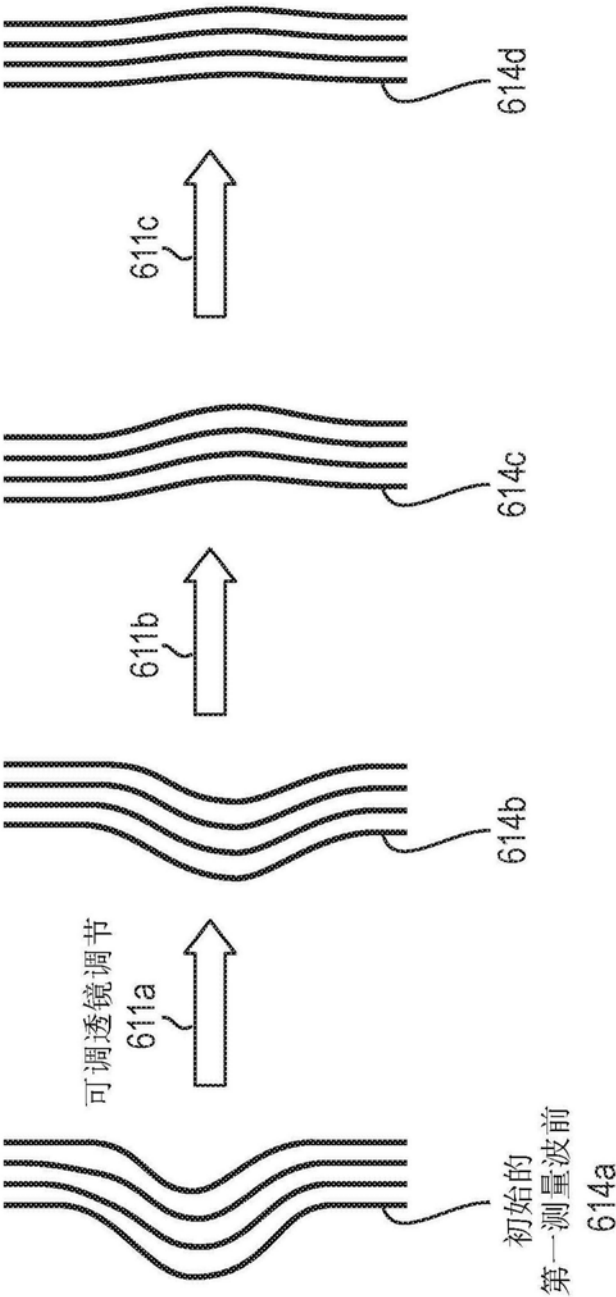


图6

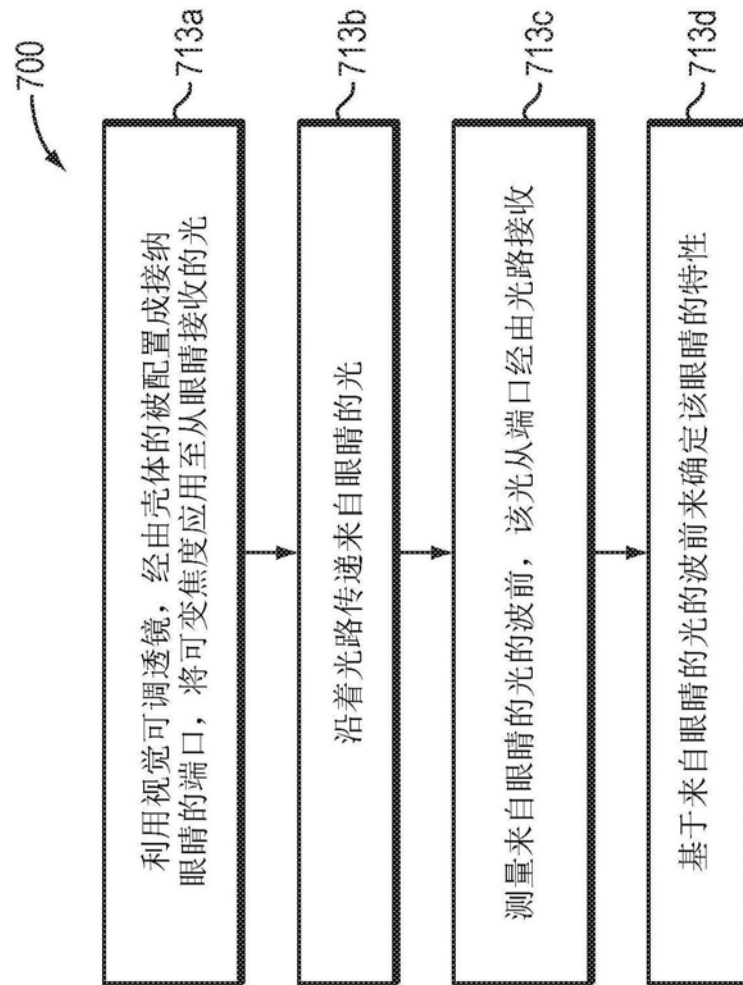
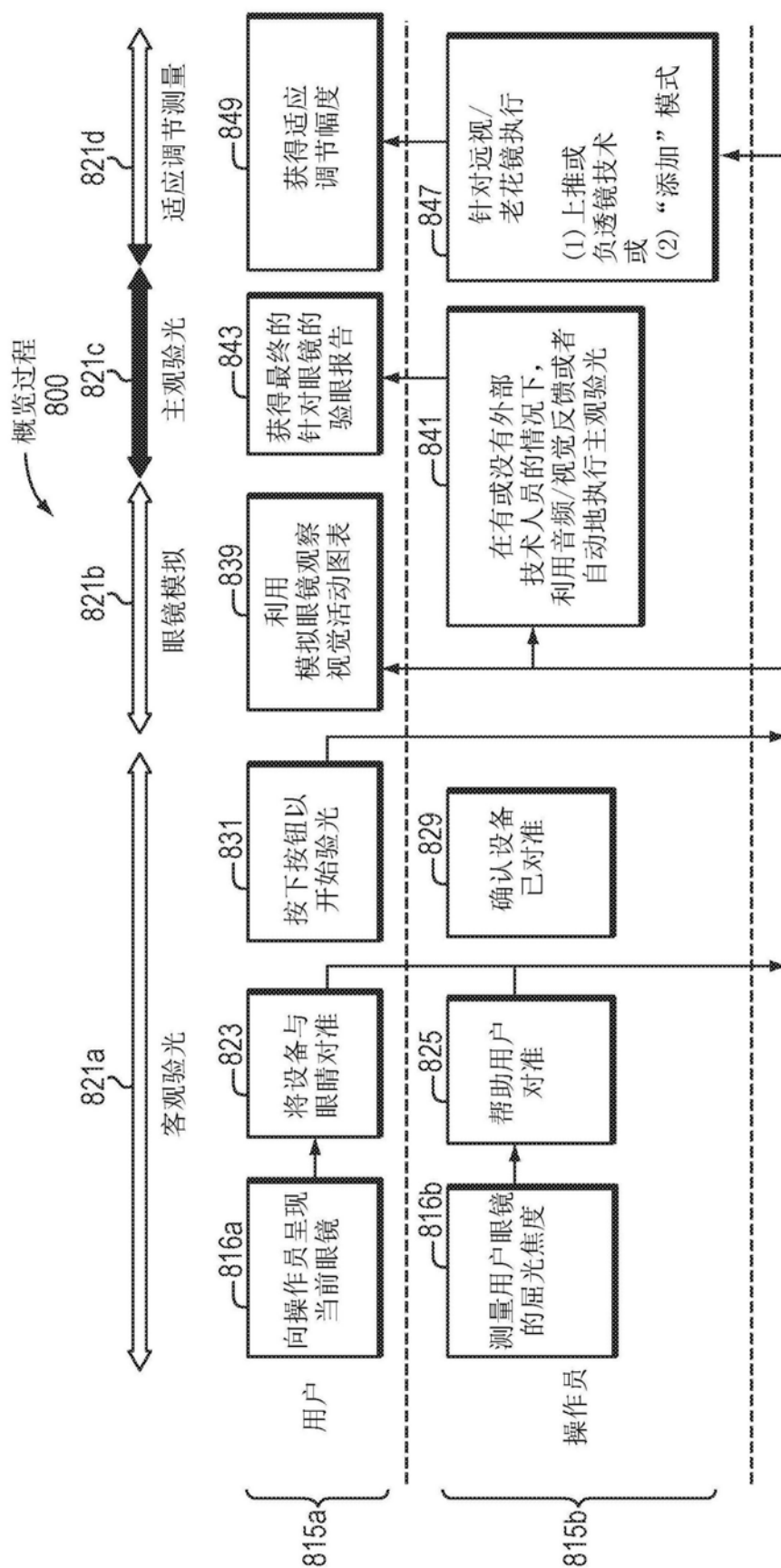


图7



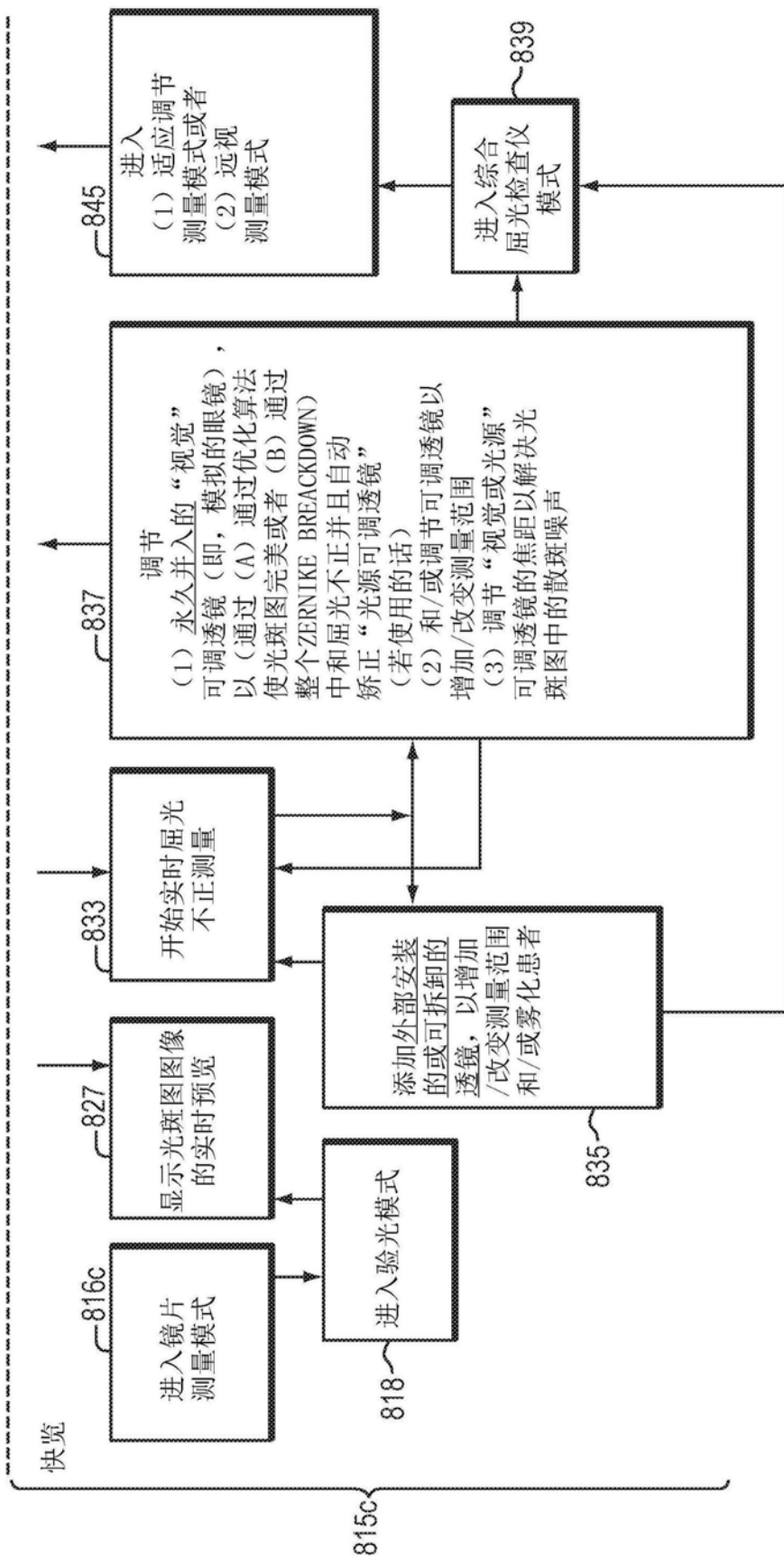


图8

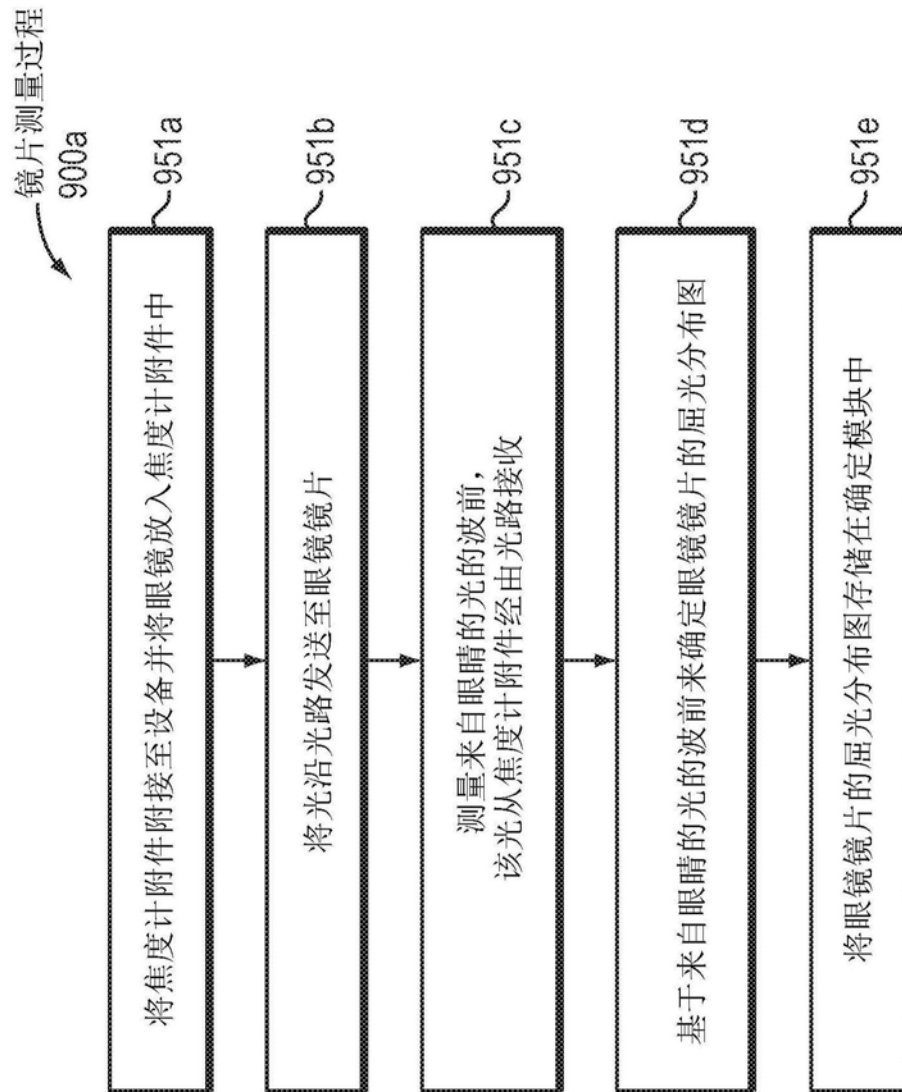


图9A

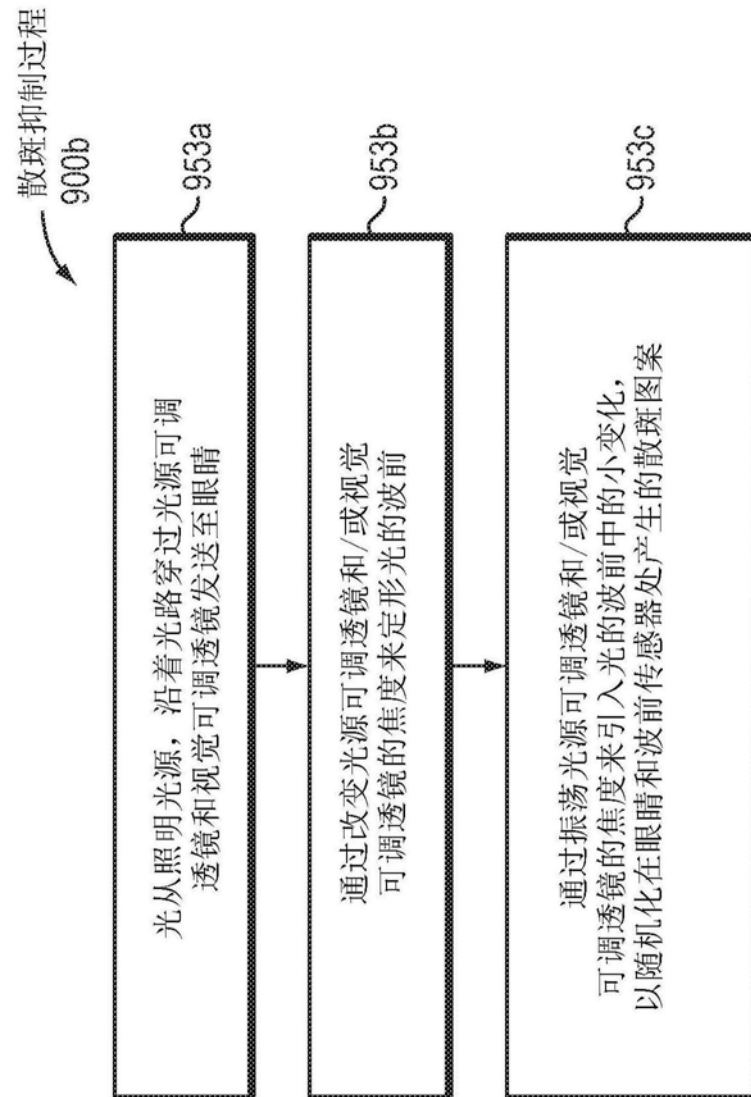


图9B

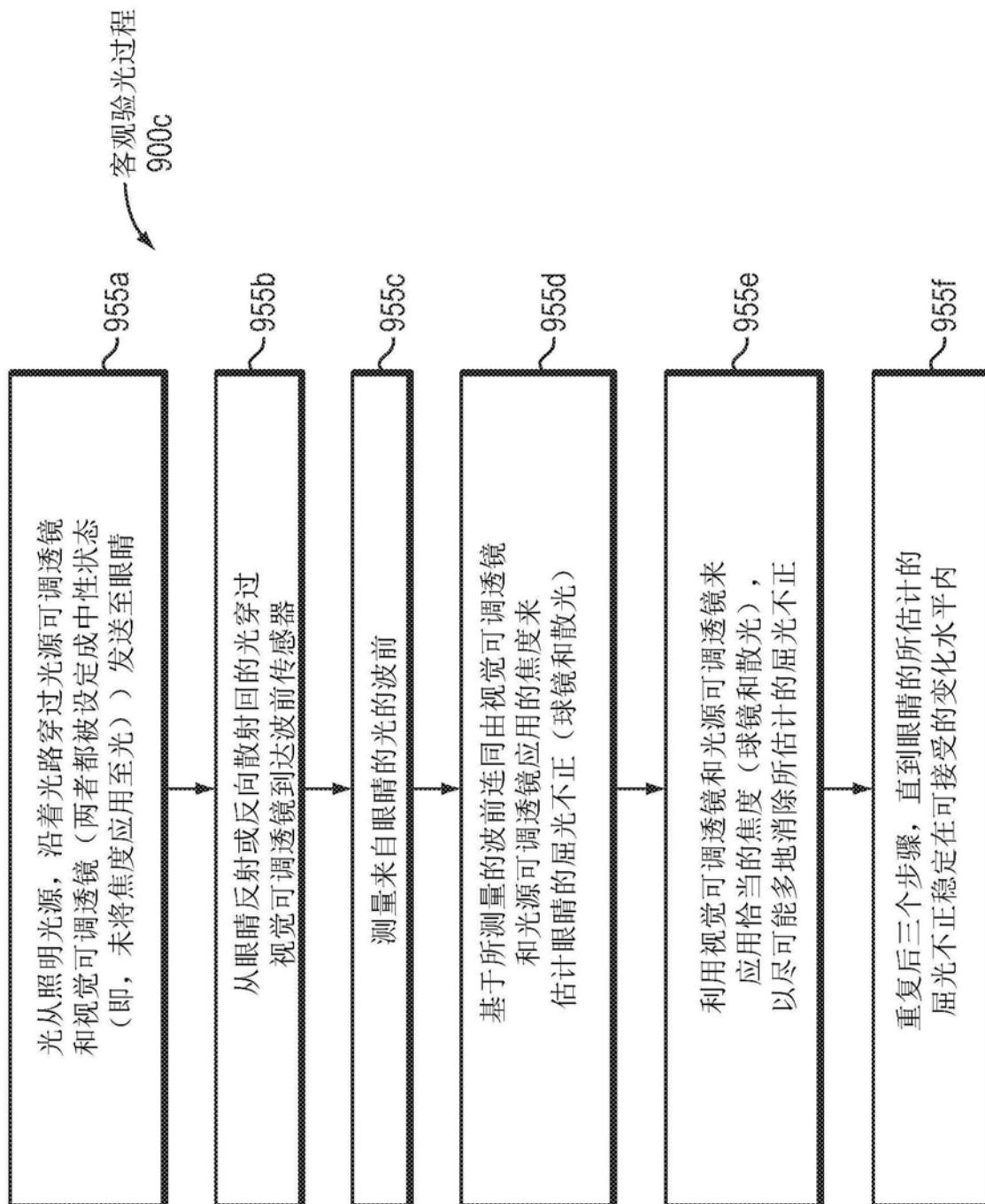


图9C

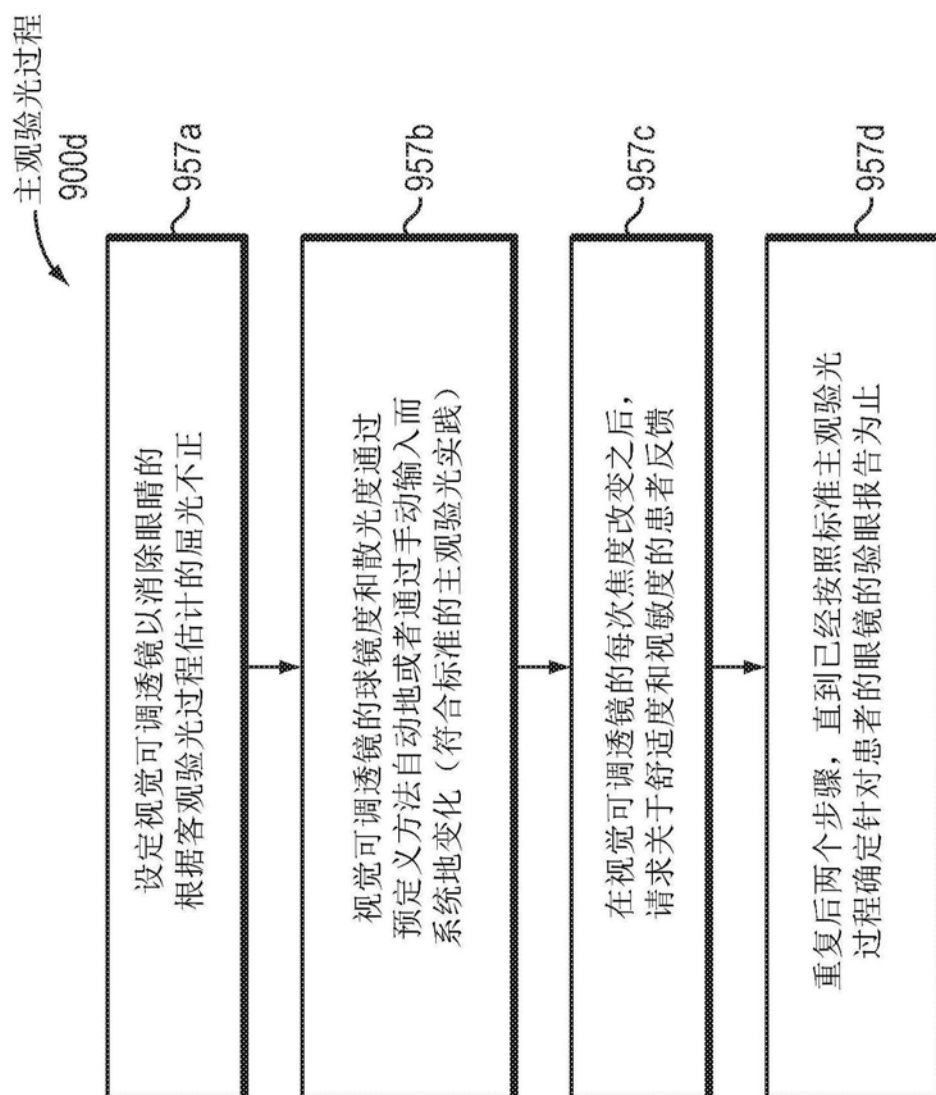


图9D



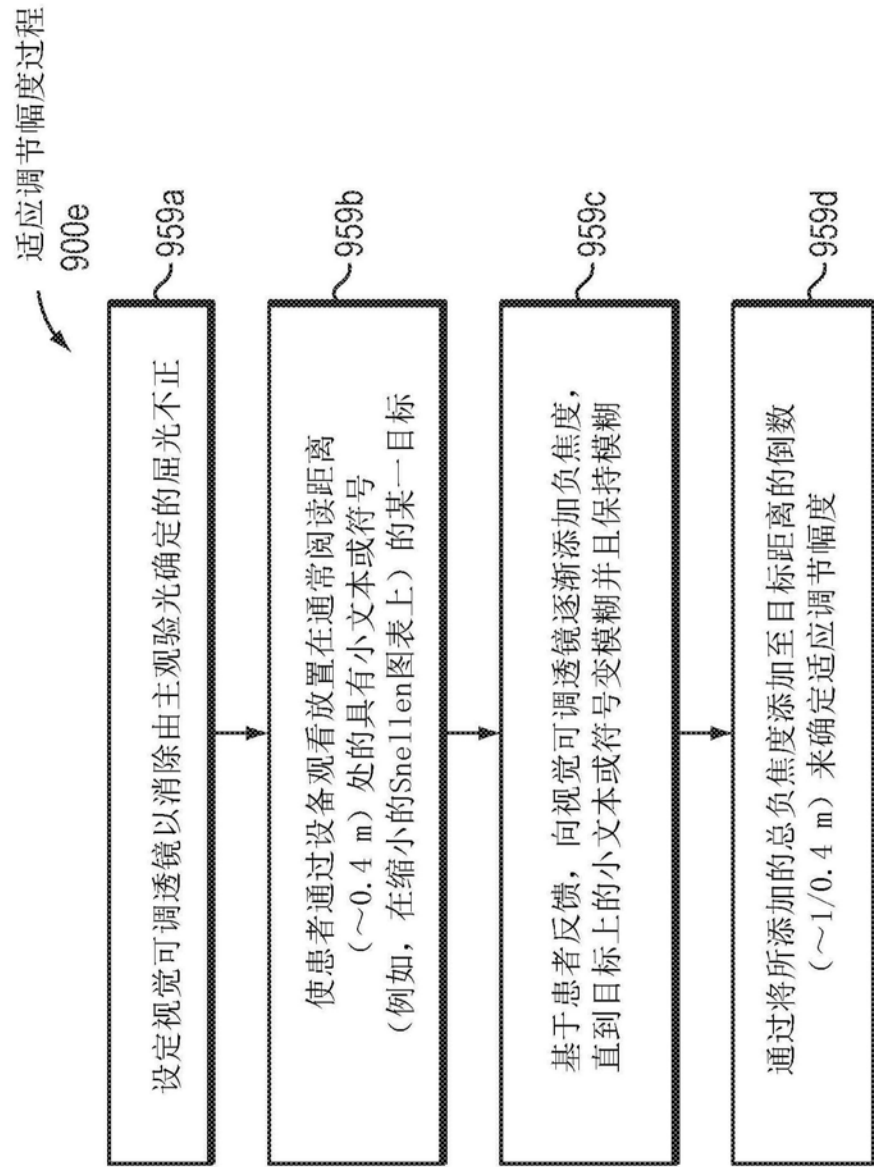


图9E

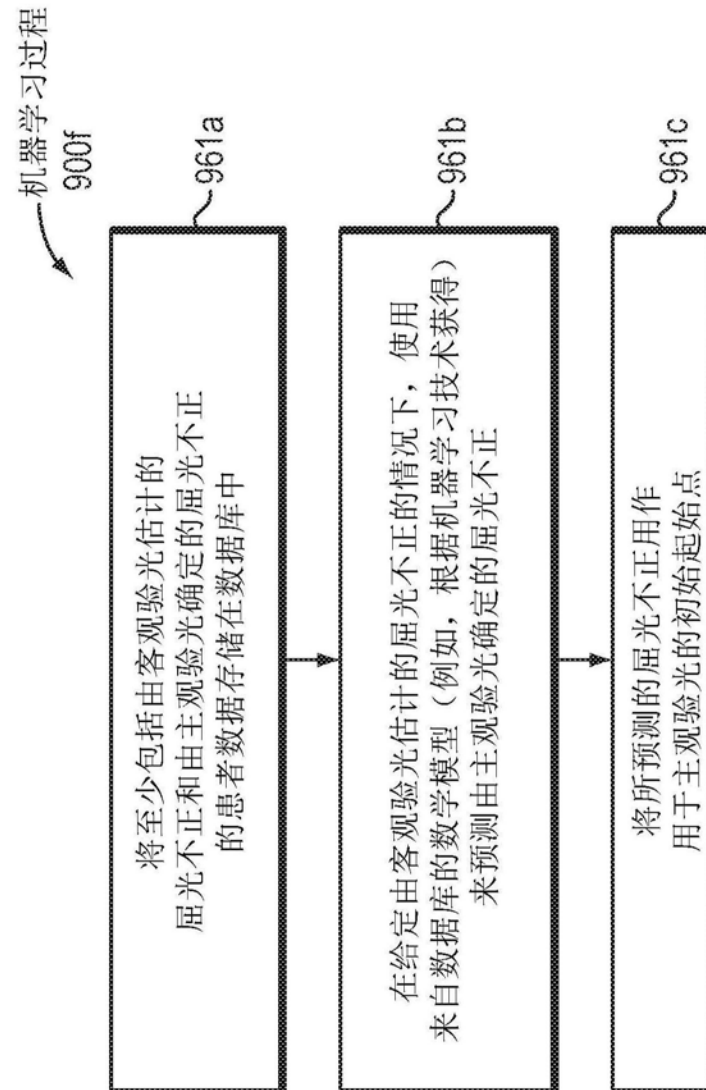


图9F

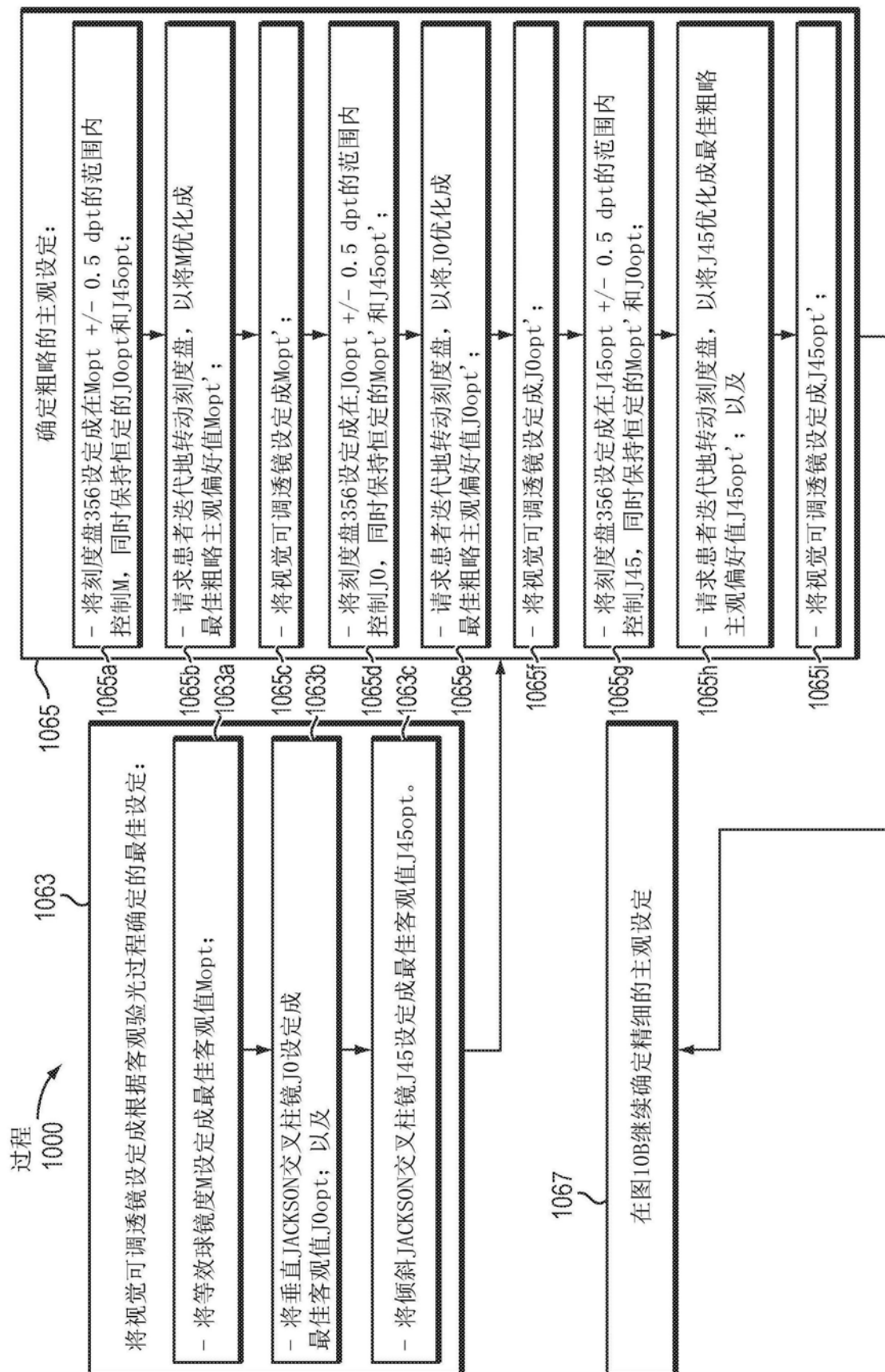


图10A

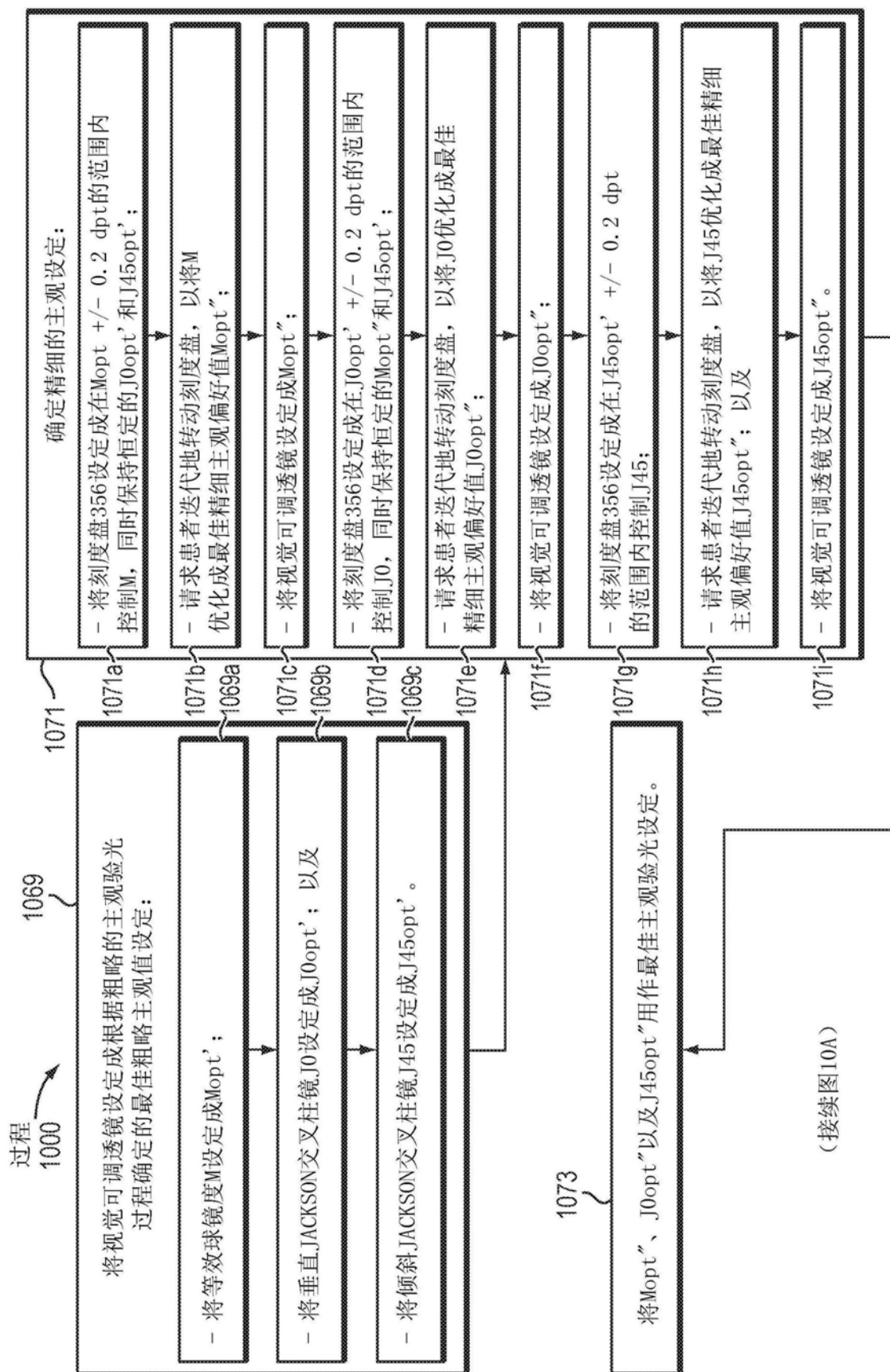


图10B