



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109303544 B

(45) 授权公告日 2021.04.02

(21) 申请号 201710623451.4

A61B 3/12 (2006.01)

(22) 申请日 2017.07.27

A61B 3/18 (2006.01)

A61B 3/024 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109303544 A

(43) 申请公布日 2019.02.05

(73) 专利权人 香港理工大学

地址 中国香港九龙红磡

(72) 发明人 伊莱·德·里斯通艺 纪家树

李莉华 梁子荣

(74) 专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理

有限公司 44217

代理人 郭伟刚

(51) Int. Cl.

A61B 3/00 (2006.01)

A61B 3/14 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 104869306 A, 2015.08.26

WO 2016/022274 A2, 2016.02.11

WO 2015/012784 A1, 2015.01.29

WO 2014/066598 A1, 2014.05.01

EP 2238890 A1, 2010.10.13

WO 2014/172625 A1, 2014.10.23

审查员 何琛

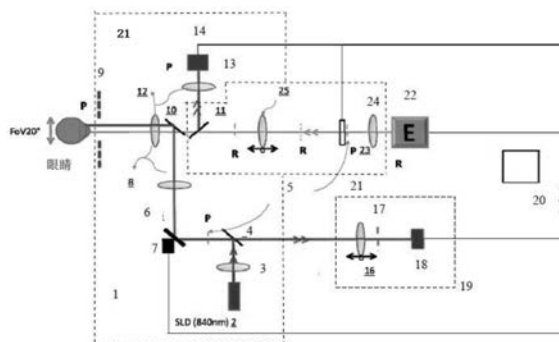
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

一种多尺度混合视力障碍分析仪及其分析方法

(57) 摘要

本发明涉及医疗器械领域,一种多尺度混合视觉损伤分析仪,用于对扩展视网膜上感应刺激进行实时分析,包括:照明单元,用于在眼睛的不同层上提供至少一个光探针以进行眼睛分析;成像单元,用于在多尺度刺激的整个视野上捕获视网膜图像;多尺度刺激发生器单元,用于为显示多个场域控制下的超高分辨率图像,所述多尺度刺激发生器单元具有可见光灵敏度,并且能够输出可控制的模糊刺激;处理单元,用于稳定大视场刺激,进行视网膜诊断;光学补偿单元,用于光学校正眼睛像差;瞳孔监测单元,用于调节眼睛和头部移动并测量瞳孔变化;和固定目标单元,位于视网膜共轭平面,用于为引导主体的视线方向。



1. 一种多尺度混合视觉损伤分析仪, 用于对扩展视网膜上感应刺激进行实时分析, 其特征在于, 包括:

照明单元, 用于在眼睛的不同层上提供至少一个光探针以进行眼睛分析;

成像单元, 用于在多尺度刺激的整个视野上捕获视网膜图像;

多尺度刺激发生器单元, 用于为显示多个场域控制下的超高分辨率图像, 所述多尺度刺激发生器单元具有可见光灵敏度, 并且能够输出可控制的模糊刺激;

处理单元, 用于稳定大视场刺激, 进行视网膜诊断;

光学补偿单元, 用于光学校正眼睛像差;

瞳孔监测单元, 用于调节眼睛和头部移动并测量瞳孔变化; 和

固定目标单元, 位于视网膜共轭平面, 用于为引导主体的视线方向。

2. 根据权利要求1所述的多尺度混合视觉损伤分析仪, 其特征在于: 所述多尺度刺激发生器单元包括瞳孔共轭单元, 所述瞳孔共轭单元用于在大视场范围上以最小的图像变化方式控制视网膜处的模糊和亮度的光变化。

3. 根据权利要求1所述的多尺度混合视觉损伤分析仪, 其特征在于: 所述多尺度刺激发生器单元还包括刺激图像控制单元, 刺激图像控制单元用于控制多尺度刺激图像上的光变化。

4. 根据权利要求1所述的多尺度混合视觉损伤分析仪, 其特征在于: 所述光学补偿单元还具有刺激测试引导单元, 刺激测试引导单元用于为用数字或光学方法进行模糊测试施加视觉引导/受控模糊。

5. 根据权利要求1所述的多尺度混合视觉损伤分析仪, 其特征在于: 所述照明单元包括发光单元, 用于发射红外光区域的光以建立发射到视网膜上用于眼睛的成像, 感测和模拟的发射点。

6. 根据权利要求1所述的多尺度混合视觉损伤分析仪, 其特征在于: 所述视觉损伤分析仪还包括与眼睛瞳孔共轭的两个扫描器, 具有不改变系统的附加移动而改变场角的特征, 用于以光栅模式将由光传送单元生成的聚焦图像快速移动到视网膜的空间部分; 扫描仪单元确定视网膜图像输出的空间范围。

7. 根据权利要求1所述的多尺度混合视觉损伤分析仪, 其特征在于: 所述成像单元, 包括位于扫描仪单元之后的光检测器, 用于捕获由来自视网膜的散射强度信息形成的静止图像。

8. 根据权利要求1所述的多尺度混合视觉损伤分析仪, 其特征在于: 所述多尺度刺激发生器单元, 由至少一个超高分辨率微显示器组成, 所述超高分辨率微显示器具有视觉刺激的视网膜密度像素。

9. 根据权利要求1所述的多尺度混合视觉损伤分析仪, 其特征在于: 所述视觉损伤分析仪还包括心理物理测试单元; 所述心理物理测试单元包括光学/聚焦单元, 用于基于主观折射率测量来调整聚焦在视觉和成像单元上的图像; 所述心理物理测试单元包括数字模糊发生器单元, 用于操纵眼睛像差并测试敏感度以模糊视网膜刺激的变化所述心理物理测试单元包括瞳孔监测单元, 包括用于为照亮眼睛的瞳孔的不可见光生成单元, 以及用于在测试期间检测和对准瞳孔的照相机。

一种多尺度混合视力障碍分析仪及其分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,尤其涉及一种多尺度混合视力障碍分析仪(以下简称MHVIA)及其分析方法。

背景技术

[0002] 视力模糊是健康视力的重要问题,其可影响神经生理学,知觉和发育过程。折射误差通常需要光学校正和控制。然而,时空模糊变化继续挑战着我们对模糊效果的理解,以及使用先进的眼科解决方案(例如渐进式附加镜片)进行光学校正模糊的尝试。

[0003] 视觉模拟提供了一种了解和预测患者在修正视力(例如眼科矫正)的情况下如何体验世界的方法。视觉分析仪的两个主要部分是精确度(对视网膜施加的实际刺激)和与眼科校正(通常为静态和不可调节)相比的光学校正的可调整性/可重复性。

[0004] 视觉模拟依赖于产生和控制生物眼中视网膜刺激的能力。迄今为止的该项应用的范围受到三个参数的限制:

[0005] (1) 视觉畸变及其在3D环境中的空间变化;

[0006] (2) 与注视位置相关的刺激物的时空模糊的变化;

[0007] (3) 视网膜刺激的尺度,即同时呈现类似于自然条件的广角和高分辨率刺激。

[0008] 上述限制对提供可控空间模糊图像的全场视觉模拟器造成了非常大的挑战性。

[0009] 视觉研究中使用了两大类光学系统来应对这一挑战。自由视图或牛顿视图可以用最少的附属光学元件在视网膜上形成目标图像。这种模拟器被广泛使用在大视场视觉测试方面。然而,基于牛顿视图系统的模拟器有以下几个主要限制:

[0010] (1) 视网膜照度有限;

[0011] (2) 眼睛适应问题,因为刺激距离较近;

[0012] (3) 瞳孔大小的变化不容易控制。

[0013] 这意味着用户不能指定不同刺激条件或不同个体的视网膜照度。

[0014] 相比之下,随着实时眼睛异常测量的出现,麦克斯韦视野光学系统,特别当其利用了自适应光学技术时,为目标图像的性质提供了前所未有的控制。这种技术能够将空间尺度呈现在人体视网膜上,而在现实生活中通常不被肉眼感知。

[0015] 微观测量法通过结合与时空刺激相关联的视网膜结构的测量,引入了视觉模拟的第二个显着进步,其允许在特定视网膜位置处进行分离视觉处理,即视网膜偶然刺激。这种技术提供了视网膜结构和心理物理反应之间的重要联系。目前,其已被证明在包括检测,康复和检测在内的视觉障碍模拟的各个领域都是有用的。

[0016] 然而,两种系统都受到刺激显示范围的强烈限制,其仅限于一组空间尺度。在A0视觉模拟器中,通过包括中心凹(直径1-2度)和很少的中心窝(5.2度直径)的小视觉贴片进行像差控制,排除了针对模糊相关场图的各种领域的连续实验测试。因此,A0视觉模拟器不提供黄斑区域(17度直径)中的视觉功能的测试,而是在微量测定技术中实现。由于分辨不佳的刺激和非常广域的目标(30-80度),微量测定系统不会优先考虑刺激控制,因此在视网膜

敏感度测量期间(即,亮度灵敏度)造成了不需要的刺激,例如闪光,二进制对比度。

[0017] 如上所述,视觉模拟器的最佳目标是在整个视野中实现可控制的图像。尽管有许多涉及视觉模拟器的专利,无论是(i)在微距视觉模拟器中缺乏分辨率和刺激控制(ii)或高分辨率视觉模拟器(<2degree步骤)的非常小的视野,如A0视觉模拟器,这些视觉模拟器大多数旨在精确控制图像而无法提供自然的视觉刺激。因此,在自然视觉环境规模中研究空间敏锐度的视觉模拟的范围和范围有所减少。

[0018] 近年来,外部/环境信号的重要性在屈光度开发和视觉控制策略方面受到越来越多的关注。然而,由于视力障碍模拟器的空间操纵受限,视网膜光学曝光与视觉灵敏度之间的联系仍然不完整。

[0019] 为了成功地模拟特定黄斑区域的模糊感应,以下4项功能至关重要:

[0020] (1) 高分辨率大视场图像的投影;

[0021] (2) 在亮度和模糊方面可视的视网膜图像;

[0022] (3) 眼睛反应的测量和分析;

[0023] (4) 测量的视觉响应与强制目标属性之间的通信。

[0024] 通过组合这四个功能,MHVIA能取得具有更宽可控模糊图像的自然显示的投影。

发明内容

[0025] 本发明的目的是针对现有技术问题,提供了一种多尺度混合视力障碍分析仪及其分析方法,其可以精确控制在大视场视野上投射的高分辨率视觉刺激以检查正常和异常视觉功能。

[0026] 本发明用于解决以上技术问题的技术方案为:

[0027] 一种多尺度混合视觉损伤分析仪,用于对扩展视网膜上感应刺激进行实时分析,包括:

[0028] 照明单元,用于在眼睛的不同层上提供至少一个光探针以进行眼睛分析;

[0029] 成像单元,用于在多尺度刺激的整个视野上捕获视网膜图像;

[0030] 多尺度刺激发生器单元,用于为显示多个场域控制下的超高分辨率图像,所述多尺度刺激发生器单元具有可见光灵敏度,并且能够输出可控制的模糊刺激;

[0031] 处理单元,用于稳定大视场刺激,进行视网膜诊断;

[0032] 光学补偿单元,用于光学校正眼睛像差;

[0033] 瞳孔监测单元,用于调节眼睛和头部移动并测量瞳孔变化;和

[0034] 固定目标单元,位于视网膜共轭平面,用于为引导主体的视线方向。

[0035] 作为优选的,所述多尺度刺激发生器单元包括瞳孔共轭单元,所述瞳孔共轭单元用于在大视场范围上以最小的图像变化方式控制视网膜处的模糊和亮度的光变化。

[0036] 作为优选的,所述多尺度刺激发生器单元还包括刺激图像控制单元,刺激图像控制单元用于控制多尺度刺激图像上的光变化。

[0037] 作为优选的,所述光学补偿单元还具有刺激测试引导单元,刺激测试引导单元用于为用数字或光学方法进行模糊测试施加视觉引导/受控模糊。

[0038] 作为优选的,所述照明单元包括发光单元,用于发射红外光区域的光以建立发射到视网膜上用于眼睛的成像,感测和模拟的发射点。

[0039] 作为优选的,所述视觉损伤分析仪还包括与眼睛瞳孔共轭的两个扫描器,具有不改变系统的附加移动而改变场角的特征,用于以光栅模式将由光传送单元生成的聚焦图像快速移动到视网膜的空间部分;扫描仪单元确定视网膜图像输出的空间范围。

[0040] 作为优选的,所述成像单元,包括位于扫描仪单元之后的光检测器,用于捕获由来自视网膜的散射强度信息形成的静止图像。

[0041] 作为优选的,所述多尺度刺激发生器单元,由至少一个超高分辨率微显示器组成,所述超高分辨率微显示器具有视觉刺激的视网膜密度像素。

[0042] 作为优选的,所述视觉损伤分析仪还包括心理物理测试单元。

[0043] 作为优选的,所述心理物理测试单元包括光学/聚焦单元,用于基于主观折射率测量来调整聚焦在视觉和成像单元上的图像。

[0044] 作为优选的,所述心理物理测试单元包括数字模糊发生器单元,用于操纵眼睛像差并测试敏感度以模糊视网膜刺激的变化。

[0045] 作为优选的,所述心理物理测试单元包括瞳孔监测单元,包括用于为照亮眼睛的瞳孔的不可见光生成单元,以及用于在测试期间检测和对准瞳孔的照相机。

[0046] 一种多尺度混合视觉损伤分析方法,包括以下步骤:

[0047] 步骤1、将光探针投射到患者眼睛上;

[0048] 步骤2、测量患者视网膜;

[0049] 步骤3、在患者的视野中显示至少一个高敏锐度刺激物;

[0050] 步骤4、记录患者反应;

[0051] 步骤5、创建患者视野灵敏度的图,包括眼睛的视力,眼睛的运动和视网膜分析;

[0052] 步骤6、进行结构和心理物理测量,用于诊断有风险的视网膜区域,并建立临床策略。

[0053] 作为优选的,在步骤3中,向患者视野中显示高敏锐度刺激物在视网膜目标的可控模糊浸没下进行。

[0054] 作为优选的,在步骤3中,光线输出和光线记录瞳孔共轭,其中瞳孔共轭用于在大视场范围上以最小的图像变化方式控制视网膜处的模糊和亮度的光变化。

[0055] 作为优选的,在步骤2和步骤3之间进行光学补偿,该光学补偿用于为用数字或光学方法进行模糊测试施加视觉引导/受控模糊。

[0056] 作为优选的,所述引导模糊被数字控制并应用于一个或多个视网膜位置。

[0057] 作为优选的,所述引导模糊可以是视线偶然或特定的视网膜位置。

[0058] 作为优选的,测量患者视网膜形成全视场视网膜图像,在患者的视野中显示至少一个高敏锐度刺激物形成高分辨率可控刺激,全视场视网膜图像可以与高分辨率可控刺激耦合。

[0059] 使用本发明的有益效果是:

[0060] 在接近原位模糊刺激的多尺度刺激的全场像差控制中需要视觉校正技术和模拟器以达到以下功能:(1)预测现实生活校正(2)测试空间模糊分布(3)操纵空间和时间的模糊变化。因此,本发明包括但不限于以下方面的功能。首先,在修正视觉更加逼真的条件下(与以前的视力损伤模拟器相比),使用空间变化的刺激,外围模糊曝光等进行视觉表现的评估。其次,本发明还公开了沉浸式下测量视力视觉测试,即在主体处于自然图像时进行的

测量实力视觉。再次,本发明能够在单个实验测试中连续地映射患者的模糊相关的视野灵敏度,而不考虑在测试情况下,跨越视网膜位置变化的连续和重复的固定调整的实验要求。(4)本发明实现了眼科解决方案的模拟和多重空间模糊检查,以模拟多焦点镜片的效果。最后,本发明还提供了视网膜异常患者心肌物理反应的形态学评估。

[0061] 因此,本发明在一种分析仪中提供集成有可控多尺度刺激与组合成像能力的视觉分析仪。考虑患者的视网膜结构的同时,为眼睛变化提供数字和光学补偿。同时,将目标视网膜位置的视觉/光学/数字补偿嵌入到多尺度刺激图像中。在实现以上目标的情况下,还要避免对刺激措施缺乏控制,知识和解决方案。这就是说,本发明的另一个目的是将近来在感测和成像方面的进展转移到眼科解决方案的视觉障碍的多尺度心理物理模拟的需要上。这些目的是通过将成像与超高分辨率可控刺激相结合,形成具有视网膜像素密度特征的实时视觉分析来实现的。该分析仪的优点是将成像中图像显示和视觉分析方面取得的进步融入到能够控制多尺度视觉刺激的仪器中,以还原视网膜体验。本发明提供的分析仪和方法可以应用在视觉功能评估与培训、眼科视力辅助处方和视力研究方面。

附图说明

[0062] 下面将参照附图描述本发明的各种示例性实施例,特征和方面。

[0063] 图1显示了完整的多尺度混合视觉损伤分析仪的示意图。

[0064] 图2a示出了从在硅树脂(LCO步骤)显示器上的三个不同的单色液晶反射出来的三个光通道形成的一个光束所产生彩色图像。

[0065] 图2b示出了通过与图像的不同空间通道相关联的3个单色显示器的组合来实现得绿色单色图像。

[0066] 图3示出了使用Navarro眼模型通过射线追踪测量的中心固定下系统的大视场性能,为球面折射后的收缩瞳孔($D=2\text{mm}$)计算调制传递函数(MTF)。

[0067] 图4显示了使用多尺度混合视觉损伤分析仪的操作步骤的流程图。

[0068] 图5是视网膜的图片,其显示关于结构和功能特征之间关系的模糊灵敏度测试的评估结果。

[0069] 图6是多尺度混合视觉损伤分析方法简略流程图。

具体实施方式

[0070] 为了使本领域技术人员能够更加清楚地理解本发明,下面将结合附图及具体实施例对本发明做进一步详细的描述。

[0071] 下面将根据参考附图详细说明本发明的优选实施例及其变型,其中相同的附图标记始终表示相同的元件或操作步骤。图1显示了MHVIA的示意图。在图1中,与眼睛的瞳孔共轭的光路上的点被标记为P,而与视网膜共轭的路径上的点被标记为R。如上所述,MHVIA包括一些关键功能:光线传输单元(用于探测眼睛),光检测单元(用于测量视网膜),刺激传输单元(用于刺激眼睛)。所有部分都由计算机控制。

[0072] 在光线输送部分1中,来自光纤光源2的光在被反射分束器4注入模拟器的扫描单元6之前由透镜3准直。准直光被人造光瞳5重新标定,用于调整检测信号的横向分辨率和吞吐量。然后将缩放的光束投影到一对XY扫描镜7上,包括水平和垂直扫描角。为了满足成像

速度的要求,可以使用若干扫描器组合。在一个实施例中,电流计与为仪器提供主时序的谐振扫描器相连接。当扫描仪振荡时,光沿水平轴和垂直轴偏转,在视网膜上产生光栅扫描图案。在优选实施例中,两个扫描器通过伸缩透镜继电器8与眼睛的瞳孔共轭,以确保静止光束在瞳孔平面处,以及输入光跨越视场角的最小变化。在另一个实施例中,利用反射镜系统来代替以最小化离轴散光和色差。在一些实施例中,两个扫描器可以在相同的瞳孔共轭位置附近紧密间隔以实现紧凑的系统。离开两个扫描器的光在眼睛的瞳孔处是静止的,并且在视网膜上形成焦点。视野扫描的视网膜区域由镜子的最大扫掠角度决定,并可以进行调整。

[0073] 进入瞳孔的光在设置有瞳孔监测单元14的设备前稳定地被定位和监测,目的是在视觉测试期间调整眼睛位置。经由心理物理支路21中的附加分束器11插入的伸缩透镜继电器8,通过与眼睛瞳孔共轭的照相机13实现对眼睛的监测。监测光以双重测量模式从光输送源2产生,或者可选地,来自直接放置在其光轴下方角膜前方的红外LED阵列9的镜面反射。

[0074] 离开眼睛瞳孔的光通过分束器10反射,并经由扫描单元6重新成像,经过被2个扫描器7后,变得再次静止。在击中最后一个扫描器之后,光通过分束器4传输并被引导到成像单元19中,在成像单元19中,光被透镜16聚焦在共焦针孔17上。共焦针孔17通过阻挡对焦平面外的光到达检测器来改善图像。由共焦针孔17过滤的光记录在光检测器18中,用于信号的电流-电压转换和放大。光检测器可以是光电倍增管或者可选的雪崩光电二极管。然后将检测到的信号发送到计算机20。

[0075] 多尺度刺激发生器单元22用于将可控刺激投影到视网膜上。如本领域已知的,多尺度刺激发生器单元22包括照明系统26(如图2a所示)和至少一个超高分辨率微显示器30(如图2a所示)。如图2a所示,照明系统26由诸如激光器或灯的一个或多个光源27提供,并且包括一组光学滤光器28以调节光束的特性。图2a显示了用于颜色刺激的传统照明显示。用作每个像素的镜像元件的三色微显示器30与彩色组合棱镜29组合,并被彩色组合棱镜29照射,以形成放置在物镜23的后焦距处的单个刺激。在优选实施例中,单色刺激将被投影到视网膜上以防止色差。在这种简化下,单色微显示器可以采取不同的光学布置来独立地控制图像的空间区域。图2b示出通过分束器将三个显示器34组合成一个图像。每个显示器由空间膜33进行物理界定,以覆盖投射到视网膜上的视觉刺激的不同区域。这种空间划分35使得光学区分的视网膜区域具有不同过滤特性(例如,光感受器采样,模糊),例如中央凹C和黄斑B的视网膜区域。在优选实施例中,与中央显示器对准的外围显示器被插入到视觉路径中以投射非常宽的图像。该宽幅图像A可以用作照亮整个视网膜的补充显示器或用于测试黄斑外的离轴区域的固定。鉴于视野的要求,三个显示器可以通过不同的心理物理分支来组合。

[0076] 大视场系统的一个基本特征是使用高分辨率微显示器的使用,其可以对眼睛通常可以看到的各种空间尺度进行前所未有的控制。例如,可以在宽幅图像中显示并引导阈值敏锐度刺激(例如高分辨率光栅)。如本领域已知技术,可以通过多个微显示的组合或使用硅(LCoS)微显示器的液晶来获得高分辨率图像。在过去几年中,超高分辨率已经可以通过商业获得(例如,Sony,Barco和JVC)。这些显示设备通常提供比标准HD显示器(1920x1080)高4倍或4倍以上的像素分辨率。高分辨率图像的一个例子是利用多个显示器在空间距离上融合的投影的电子转换JVC技术。

[0077] 如图1所示,高分辨率显示器位于物镜23的后焦距处。由于刺激发生器操作接近视网膜像素密度,系统可以提供单位放大倍数。如本领域已知技术所示,放大约束的松弛使得对称光学系统没有彗差,畸变和横向色差。在优选实施例中,由于使用透镜会引入色差,因此,使用单色刺激代替多色刺激。可选地,可以使用镜子。准直光束通过放置在眼睛瞳孔平面中的人造光瞳5进行调节。这种人造光瞳5增加了对较宽场角的图像控制,从而可以控制沿着不同场和眼睛运动的像差变化。图3示出了该瞳孔控制下的眼睛表现的图示。眼睛的调制传递函数表明,对于2mm瞳孔,眼睛像差在 ± 10 度(即场角的20度)内视为无偏差。考虑到中央凹的采样周期约为 $2.5\mu\text{m}$,对应于奈奎斯特采样极限,观察者的视觉分辨率达到200循环/mm(即对于 16.7mm 的有效焦距约60个循环/度)。高于该空间分辨率,混叠可能会限制像差校正和瞳孔扩张的益处。视网膜图像的最大尺寸由目镜的工作距离确定,随后确定了系统的紧凑性。

[0078] 如图1所示,在心理物理分支21中,刺激使用巴达尔(Badal)验光仪进行光学控制。该功能通过单个透镜25的平移来实现。可选地,可以通过两个可移动镜实现巴达尔聚焦校正器,以确保固定的视网膜放大倍数。在另一个实施例中,诸如空间光调制器或可调式液体透镜的补充自适应元件24可以组合到瞳孔平面附近的人造光瞳处,以帮助校正眼睛畸变。

[0079] 用于评估患者视觉功能的技术包括眼睛测量,分析,测试和刺激的补偿。可以同时进行的眼睛的测量和刺激变化的补偿。多尺度混合视力损伤分析仪的操作步骤如图4的流程图所示。结合图1可以得出,在步骤S1中,投射光探针,将红外光通过光线传输单元1注入视觉系统。在步骤S2中,该红外光经由扫描单元6以光栅扫描器图案扫描视网膜。同时,在步骤S3中,将超高分辨率可见刺激投射到眼睛中。在步骤S4中,通过眼睛放置的瞳孔监测单元14、适应性光学元件24和透镜25中的光学操作来光学控制可见光和红外刺激。在步骤S5中,成像在视网膜上,调整人造光瞳5之后,为视网膜图像获得光通量和横向分辨率之间的最佳平衡。在步骤S6中,通过多尺度刺激发生器单元22,将可控的大视场刺激显示在具有稳定的亮度和眼球畸变的视网膜上,即稳定大视场刺激目标,并进行视网膜诊断。在步骤S7中,采用光感受器进行测量分析,使用发送到计算机20的检测图像来计算视网膜图像。在步骤S8中,基于对视网膜图像的分析,选择视网膜目标,从而实现视网膜诊断,并对视网膜区域的结构进行分类,例如异常,处于风险中等分类。在步骤S9和S10中,可以列出特定视网膜区域的选择,以通过视觉训练或测试来跟踪患者的实际视觉敏感度。进一步地,在步骤S5之后,还可以增加步骤S11,在步骤S11中,进一步使用视网膜图像来计算患者的眼睛运动。在步骤S12中,将计算出的变化发送到计算机显示器用于数据补偿。感应和补偿眼睛变换的步骤可以迭代地执行。在步骤S12之后,结合步骤S6的结果,可以进一步增加步骤S13,在步骤S13中,该补偿使得在视网膜上的视网膜图像稳定,进而被用于注视偶然视觉测试。视网膜图像随后可以是局部刺激目标,例如在步骤S8中选择的视网膜区域或延伸的刺激图像,以用于研究自然图像和多重空间模糊测试。

[0080] 如图6所述,图6表示为本方法的概念性引用步骤。一种多尺度混合视觉损伤分析方法,包括以下步骤:步骤1、将光探针投射到患者眼睛上;步骤2、测量患者视网膜;步骤3、在患者的视野中显示至少一个高敏锐度刺激物;步骤4、记录患者反应;步骤5、创建患者视野灵敏度的图,包括眼睛的视力,眼睛的运动和视网膜分析;步骤6、进行结构和心理物理测量,用于诊断有风险的视网膜区域,并建立临床策略。

[0081] 作为优选的,在步骤3中,向患者视野中显示高敏锐度刺激物在视网膜目标的可控模糊浸没下进行。作为优选的,在步骤3中,光线输出和光线记录瞳孔共轭,其中瞳孔共轭用于在大视场范围上以最小的图像变化方式控制视网膜处的模糊和亮度的光变化。作为优选的,在步骤2和步骤3之间进行光学补偿,该光学补偿用于为用数字或光学方法进行模糊测试施加视觉引导/受控模糊。作为优选的,所述引导模糊被数字控制并应用于一个或多个视网膜位置。作为优选的,所述引导模糊可以是视线偶然或特定的视网膜位置。作为优选的,测量患者视网膜形成全视场视网膜图像,在患者的视野中显示至少一个高敏锐度刺激物形成高分辨率可控刺激,全视场视网膜图像可以与高分辨率可控刺激耦合。

[0082] 显示器可用于在视网膜的不同位置展示视觉灵敏度。利用其多尺度功能,使得在场域的给定位置(例如,光栅,视标)上以及在敏锐度图像的环绕上显示的图像的类型没有限制,这将使其可以在给定的视网膜位置处测试环境视网膜曝光(例如视频)和人类反应之间的相互作用。如图5所示,可以构建视野图以使用视觉分析的不同类别将患者的视觉反应连接到视网膜结构,从光亮度测量到模糊相关视觉灵敏度。对于这些不同的任务,可以通过测量眼睛固定的稳定性来测量运动反应。

[0083] 本发明与先前的实施相比具有独特的优点。多尺度显示功能确保高分辨率微量测定法不限于特定视野,也不限于视野微观测量到粗略的空间目标。因此,可以测试更自然的视觉条件,例如观察包括在大视场刺激(例如天空)在内的高分辨率刺激(例如鸟)。

[0084] 该分析仪将对当前的大市场微量计和中央凹视觉模拟器进行改进。与开放视图模拟器相比,它还将提高对视网膜的刺激的控制水平。为了实现这一解决方案,同时集成了以下个关键功能:首先,使用以下方法测量大脑相对于数字刺激显示处理的实际视网膜刺激:(a)通过扫描激光检查单元勾画结构视网膜;(b)通过眼球运动计算的目标视网膜位置的图像跟踪。其次,显示可控刺激:(a)具有广泛范围的刺激控制的多尺度视网膜刺激,其通过将视野分辨率极限附近的高分辨率刺激与由微显示器,例如8和4K分辨率的微显示器,提供的视网膜附近的像素密度进行整合。(b)用于控制光的模糊和亮度的光通道。这是通过以下方式实现的:(i)瞳孔收缩;(ii)在视觉分支中添加源元件(例如可调透镜,LCOS);(iii)可实现的最佳场的建模。最后,通过计算机进行刺激显示和测量分析之间的通信。

[0085] 本发明涉及以下两个方面的不断发展和研究:首先,使用后期图像、像差控制和增强光检测来处理扩大视网膜图像的高分辨率区域。对广角分辨率的提高对于视网膜上的刺激引导和视网膜结构的分析是非常重要的。这种改善实现了眼睛视觉模拟,可以模拟各种视觉和视网膜障碍(例如高度近视,青光眼)。其次,使用快速有效的算法实时控制广角刺激显示,用于模拟多个模糊。多个模糊的快速模拟可以帮助在大视角上预测目前的眼科视力,并提高我们控制视觉模糊的能力。

[0086] 已经结合目前被认为是最实用和优选的实施例描述了本发明。然而,虽然通过说明的方式呈现了本发明,但本发明并不限于所公开的实施例。

[0087] 应当理解的是,对本领域普通技术人员来说,可以根据上述说明加以改进或变换,而所有这些改进和变换都应属于本发明所附权利要求的保护范围。

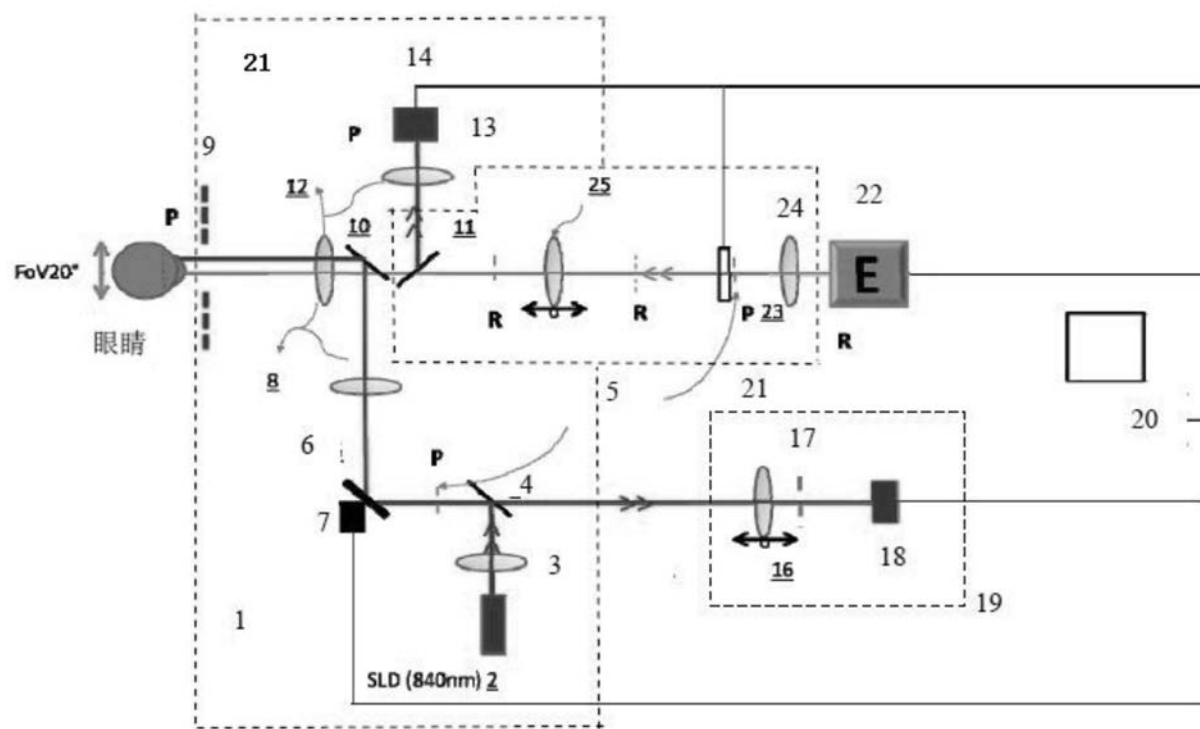


图1

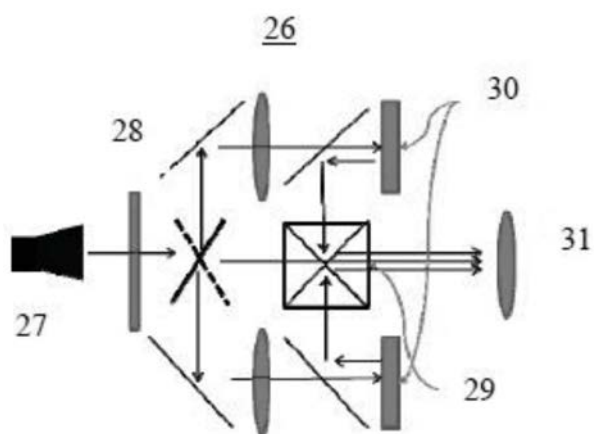


图2A

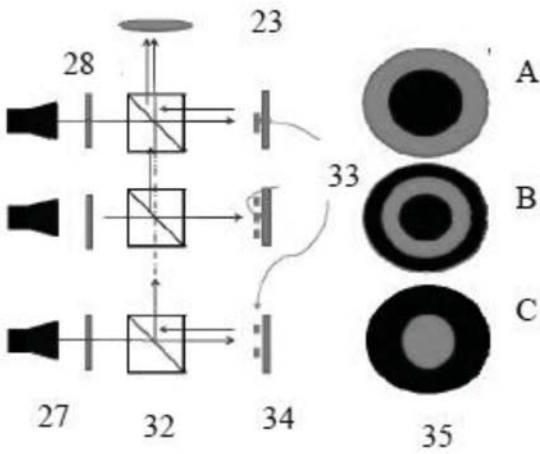


图2B

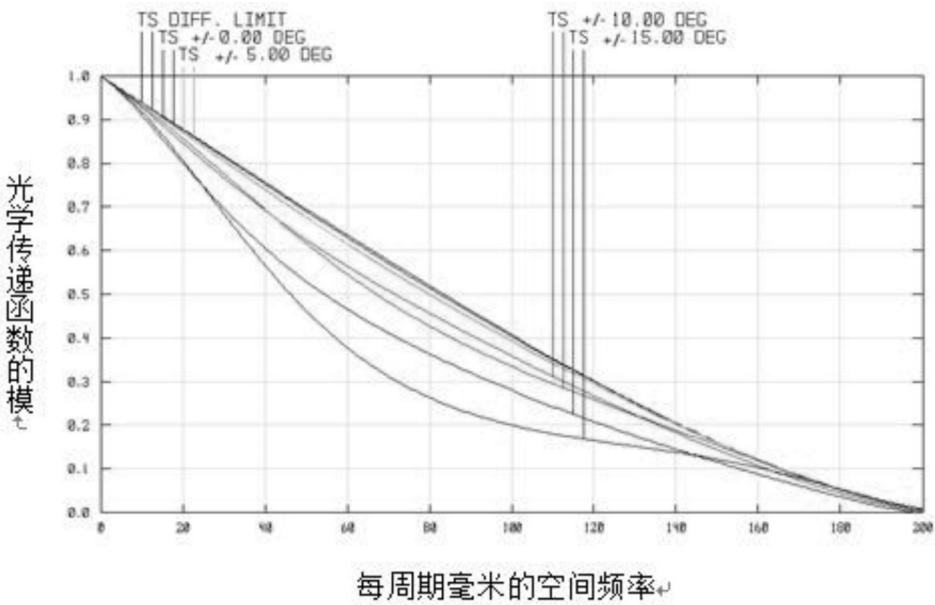


图3

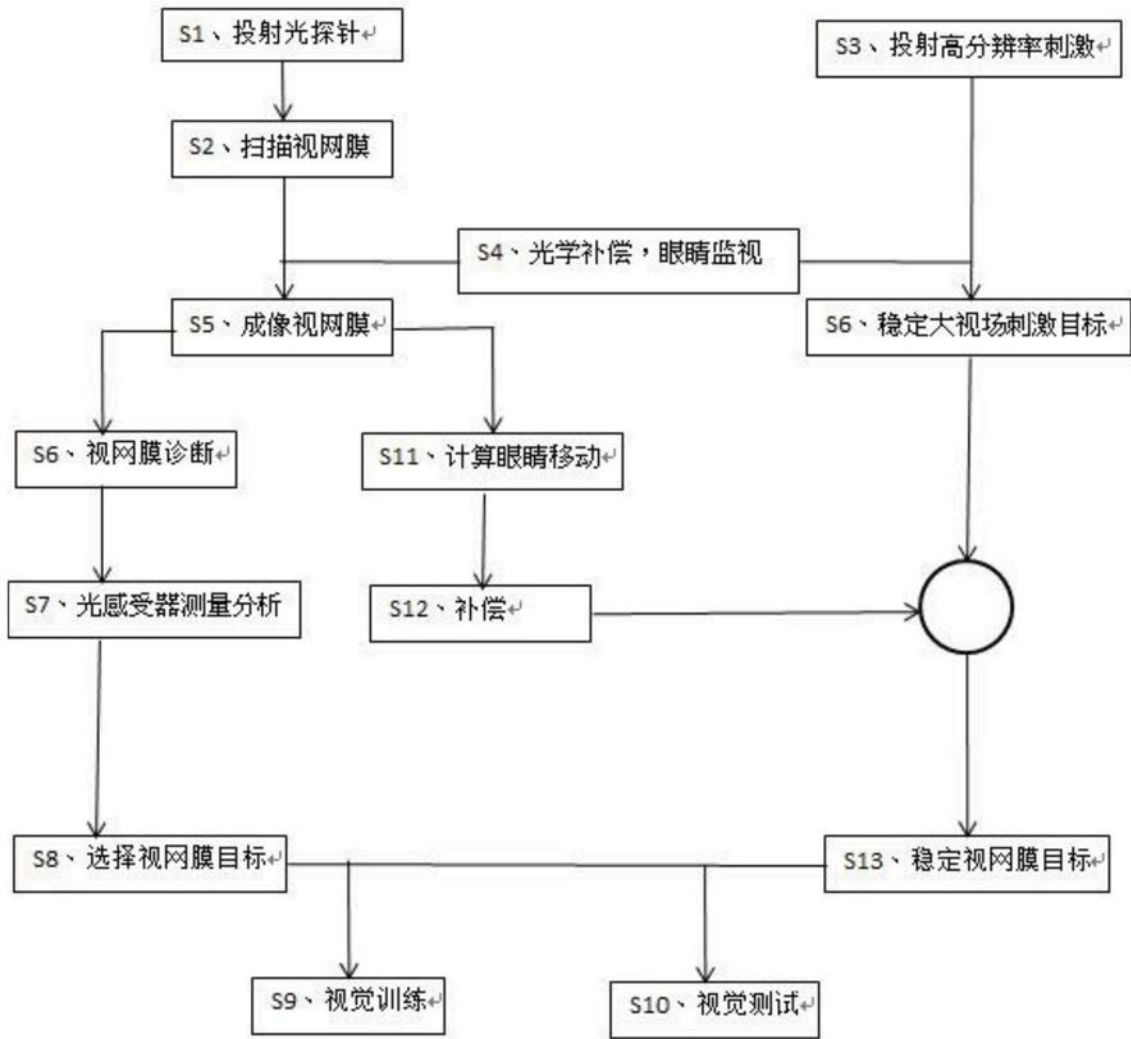


图4

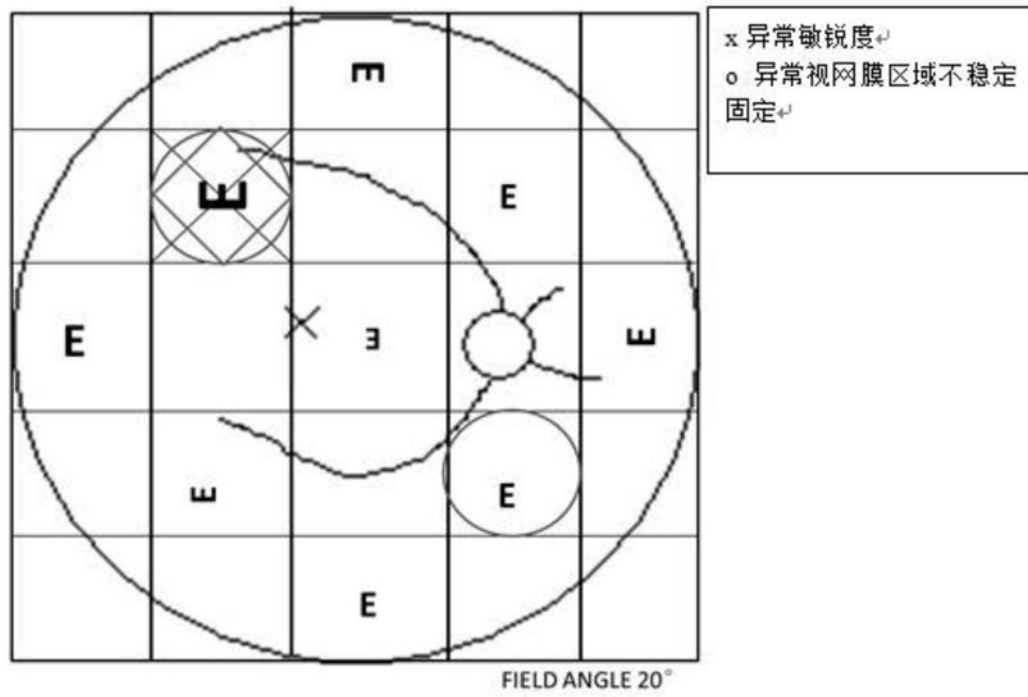


图5

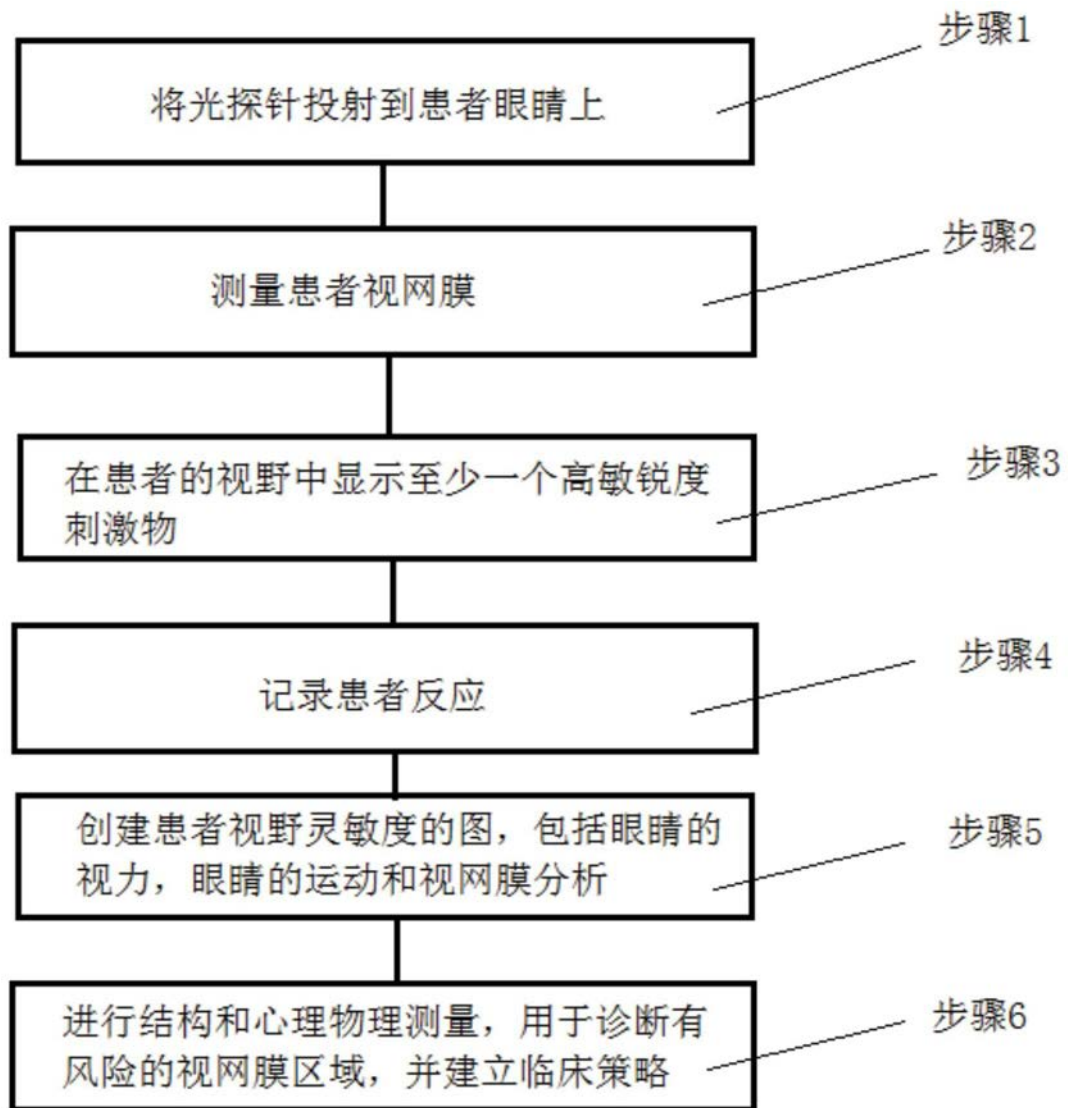


图6