



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110338751 A

(43)申请公布日 2019.10.18

(21)申请号 201910550430.3

A61B 3/18(2006.01)

(22)申请日 2014.03.12

A61B 5/00(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 5/02(2006.01)

61/788,835 2013.03.15 US

G02B 27/48(2006.01)

A61B 3/14(2006.01)

(62)分案原申请数据

201480028100.3 2014.03.12

(71)申请人 瓦索普蒂克医疗公司

地址 美国马里兰州

(72)发明人 A·雷格 M·J·布鲁克

(74)专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司

11314

代理人 程伟 王锦阳

(51)Int.Cl.

A61B 3/12(2006.01)

A61B 3/15(2006.01)

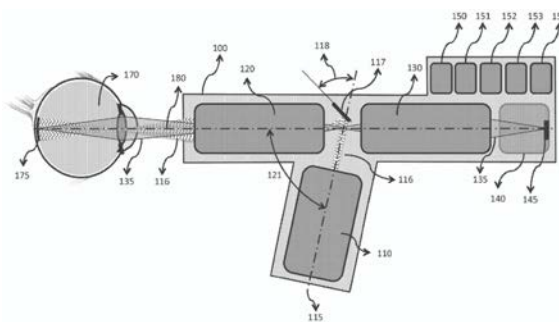
权利要求书3页 说明书21页 附图19页

(54)发明名称

使用多种照明形态的眼科检查及疾病管理

(57)摘要

本申请涉及一种使用多种照明形态的眼科检查及疾病管理。具体而言,对眼部多个区域成像在临床诊断和治疗目的以及科学研究上都是重要的。大量临床状况的诊断依赖眼部多种组织的成像。本课题技术揭示了使用多种发光形态对眼睛后部和/或前部成像的方法和设备,其允许收集反射图像、光谱图像、荧光图像和激光散斑对比度图像的一种或多种。



1. 一种对眼部组织区域成像的方法,该方法包括:
将眼科成像装置配置为通过调节一个或多个光学组件、二个或更多个照明光源、或一个或多个图像撷取参数,实现所希望的成像形态,其中,该二个或多个照明光源包括相干光及非相干光光源;
使用该照明光源的其中一个照明感兴趣的眼部区域;
基于该图像撷取参数,通过捕获来自该感兴趣区域的光,撷取第一图像;
存储该第一图像;
通过调节该一个或多个光学组件,该二个或多个照明光源、或该一个或多个图像撷取参数,重新配置该眼科成像装置;
照明该感兴趣区域;
通过捕获来自该感兴趣区域的光撷取第二图像;
存储该第二图像;以及
处理该第一图像及该第二图像。
2. 如权利要求1所述的方法,进一步包括相对于对象眼睛固定眼科成像装置。
3. 如权利要求1所述的方法,其中,该所希望的成像形态包括激光散斑对比度成像、光谱成像、反射成像、和荧光成像。
4. 如权利要求1所述的方法,其中,通过将该眼科成像装置搁在或压在对象脸上或眼前而手持,并且该方法包括固定该装置。
5. 如权利要求1所述的方法,包括使用眼镜、潜水镜、头盔或其它配件将该眼科成像装置相对于对象头部或眼部固定。
6. 如权利要求1所述的方法,包括使用腮托将对象头部或眼部固定。
7. 如权利要求1所述的方法,包括通过该眼科成像装置产生虚拟物体。
8. 如权利要求1所述的方法,其中,该图像撷取参数包括曝光时间、增益、像素敏感度、图像数目、帧速率、时序、像素分辨率、像素面积、和图像放大。
9. 如权利要求1所述的方法,其中,重新配置该眼科成像装置包括从该相干光源切换到该非相干光光源,或从该非相干光源切换到该相干光光源。
10. 如权利要求1所述的方法,其中,
处理该第一图像或该第二图像包括计算与该感兴趣区域相关的一个或多个成像传感器的像素的激光散斑对比度图像值,其中,所计算的激光散斑对比度图像值使用在空间或时间域中像素的像素邻域的属性。
11. 如权利要求1所述的方法,其中,该第一图像以及该第二图像的该处理包括基于激光散斑对比度图像、光谱成像、反射成像和荧光成像中的两个的组合图像。
12. 如权利要求11所述的方法,其中,该第一图像和该第二图像之一包括激光散斑对比度图像。
13. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括利用该眼科成像装置的目光专注机制,将对侧非成像眼睛的目光专注在指定的物理或虚拟目标上。
14. 如权利要求13所述的方法,进一步包括在成像过程中改变目标图像位置,以便于撷取眼睛的不同区域的图像。
15. 如权利要求13所述的方法,进一步包括对该目光专注机制的操作进行一次或多次

计算,其中,该一次或多次的计算包括计算关于目光专注所欲目标的位置识别和虚拟或物理对象的位置识别。

16.如权利要求1所述的方法,其中,该第一图像是激光散斑对比度图像、光谱图像、反射图像、或者荧光图像之一,以及该第二图像是与该第一图像不同的激光散斑对比度图像、光谱图像、反射图像或荧光图像之一。

17.根据权利要求1所述的方法,其中,该第一图像或该第二图像之一是反射图像,以及该第一图像或该第二图像的另一者是激光散斑对比度图像。

18.根据权利要求1所述的方法,该第一图像或该第二图像之一是光谱图像,以及该第一图像或该第二图像的另一者是激光散斑对比度图像,该方法进一步包括处理该第一图像和该第二图像以区分眼睛的静脉和动脉。

19.一种疾病管理系统,包括:

一个或多个传感器,配置为收集至少一种类型的患者特异性数据;和

眼科成像装置,包括:

A)能产生复数种照明形态的照明模块,其中,该照明形态包括相干光照明和非相干光照明,以及,其中,该照明模块配置为实施激光散斑对比度成像、光谱成像、反射成像、或荧光成像的一种或多种;

B)一个或多个成像传感器,配置为收集来自眼部组织的一个或多个区域的光;以及

C)包括一个或多个光学元件的光学组件,配置为将来自该照明模块的光导向至该眼部组织的该一个或多个区域,且进一步配置为将来自该眼部组织的该一个或多个区域的光导向至一个或多个成像传感器;或

包括一个或多个第一光学元件的第一光学组件,配置为将来自该照明模块的光导向至该眼部组织的该一个或多个区域;以及包括一个或多个第二光学元件的第二光学组件,配置为将来自该眼部组织的该一个或多个区域的光导向至该一个或多个成像传感器;

其中,该眼部组织的该一个或多个区域包括视网膜、脉络膜、角膜、巩膜、和晶状体;以及

其中,该一个或多个光学元件、该一个或多个第一光学元件、和/或该一个或多个第二光学元件是导致在该一个或多个成像传感器上产生散斑图案的光圈。

20.如权利要求19所述的疾病管理系统,进一步包括:

一个或多个处理器,配置为处理来自该眼部组织的该一个或多个区域的解剖学或生理学信息和至少一种类型的患者特异性资料;以及

一个或多个交界装置,配置为显示至少一种类型的患者特异性数据并允许使用者输入信息以改变该一个或多个处理器的功能性。

21.如权利要求19所述的疾病管理系统,其中,该一个或多个眼科成像装置配置为用于一种或多种诊断、预后、或治疗目的,其中,该一种或多种诊断、预后、或治疗目的包括眼科和非眼科疾病或状况。

22.如权利要求19所述的疾病管理系统,其中,该一个或多个传感器由眼科或非眼科传感器组成。

23.如权利要求19所述的疾病管理系统,其中,该处理器配置为读取并分析来自一个或多个时间点的至少一种类型的患者特异性数据,其中,该分析包括将该至少一种类型的患

者特异性数据与一个或多个阈值比较,比较不同时间点的至少一种类型的患者特异性数据,计算该至少一种类型的患者特异性数据的趋势,比较该至少一种类型的患者特异性数据与一个或多个阈值,外推该至少一种类型的患者特异性数据的趋势以评估该至少一种类型的患者特异性数据的预期未来值,以及,基于群体的与一个或多个患者特异性数据相关联的统计数据,以计算机技术一个或多个阈值标准。

24. 如权利要求23所述的疾病管理系统,其中,该一个或多个阈值包括一个或多个常数值或取决于该至少一种类型的患者特异性数据属性的值,或取决于与该至少一种类型的患者特异性数据相关联的基于群体的统计的值。

25. 如权利要求19所述的疾病管理系统,其中,该至少一种类型的患者特异性数据包含一种或多种心电图、血压测量、心率测量、血氧饱和度测量、血糖测量、血红蛋白A1c测量、眼压测量、呼吸测量、体积描记图、重量测量、高度测量、年龄、体位、脑电图、眼电图、视网膜电图、视觉诱发反应、先前病史、以及该至少一种类型的患者特异性数据的衍生信息。

26. 如权利要求19所述的疾病管理系统,其中,该处理器配置为:

通过一种或多种手动、半自动、或自动工具,触发一种或多种类型的治疗;以及促进该至少一种类型的患者特异性数据与一个或多个用于存储、显示、或分析的通讯。

使用多种照明形态的眼科检查及疾病管理

[0001] 本申请是申请号为201480028100.3,申请日为2014年3月12日,发明名称为“使用多种照明形态的眼科检查及疾病管理”的中国专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请

[0003] 本申请主张2013年3月15日递交的美国临时申请61/788,835的权益,该临时申请通过引用以其整体并入本文。

[0004] 政府许可权力

[0005] 本发明获得国立眼科研究所(隶属国立卫生研究院)在1R43EY023018-01授权下的政府支持。政府拥有本发明的某些权利。

技术领域

[0006] 本课题技术涉及对组织区域成像。特别地,本课题技术涉及临床诊断和治疗形态、眼科检查、和疾病管理。

背景技术

[0007] 对眼睛的内部区域成像对于临床诊断和治疗目标以及科学研究都是重要的。大量临床诊断状况的诊断(如,糖尿病性视网膜病变(DR)、高血压性视网膜病变(HR)、年龄相关性黄斑变性(AMD)、早产儿视网膜病变(ROP)、视网膜脱落、青光眼、白内障、以及脉络膜(CNV)、角膜和视网膜中各种类型的新生血管性病变)依赖于对视网膜、脉络膜、角膜、巩膜或晶状体的适当成像,包括对这些组织(如,血液、血管、渗出物、和其它解剖学和生理学特征)中每一种具体方面的成像。这些病理生理学大多是渐变性的,即,这些症状随时间发展,是及时诊断和管理的强有力的例子。例如,未管理的糖尿病和DR导致视网膜中血管的增生,血液渗析进入眼内,最终丧失视力。因此,视网膜成像不仅在检测病理生理学证据中扮演角色,而且在诊断其严重性中也扮演角色。在疾病管理中,通过常规监控的早期诊断是重要的,因此,眼病筛查正在变为初级护理中日益重要的方面。

[0008] 除了这些眼科疾病外,眼组织血管成像可用来检测非眼科疾病或状况。这些非眼科疾病或状况可以是器官特异性的或全身性的。例如,文献中报导也已经表明,脑症状的早期体征也体现在视网膜中。因此,视网膜成像可用于类似中风和其它类型脑损伤状况的早期诊断或风险估计。同样,可基于对视网膜血管的评估来诊断和监控全身性疾病(如,心脏病或糖尿病)。

发明内容

[0009] 本课题技术揭示使用多种照明形态对眼睛后部(即,视网膜和/或脉络膜)和/或前部(即,角膜和巩膜)成像的方法和设备。多种照明形态的使用允许在例如相干光和非相干光照明下成像,可控制用于所希望的成像技术的时间设置。相干光照明意指所发射光束的相干程度高(如,绿、红、蓝、或近红外激光),且包括二极管激光器和垂直腔面发射激光器(VCSEL)等。非相干光照明意指所发射光束的相干程度低(如,白光或来自发光二极管(LED)

或卤灯的经光谱过滤的光)。多种照明形态的使用容许该眼科成像装置(后文中称为“OID”)捕捉一种或多种反射图像、吸收光谱图像、荧光图像、和具有或不具有瞳孔放大剂的LSCI图像。

[0010] OID可用于临床和实验室两者中,以对人和动物的眼部组织程序,从而提供用于估计组织功能和相关疾病管理的解剖学和生理学定量信息。眼部组织的成像包括,例如,视网膜解剖学特征(如,位置、长度、密度、以及血管类型)的成像和表示视网膜功能的相关生理学参数(如,血液流速、氧合作用、红细胞,以及直径、长度、密度、氧合作用和红细胞的变化)。OID也可对血液成像,如由血管增设和损伤导致的出血和渗血的例子中所示。因此,OID可用来监控视网膜解剖学和生理学,用于大量病理生理学(如,DR、HR、ROP、AMD、和视网膜脱落)的研究和诊断。同样,OID可用来对脉络膜、角膜和巩膜成像,以检测或评估这些组织的疾病(如,脉络膜血管新生)。OID可设计为定制应用但采用本文揭露原理的不同具体实施例,或设计为含有用于人类和动物两者的可调组分的单一具体实施例。

[0011] OID也可用来监控对眼部进行医疗干预过程中和过程后的效能。该干预可以是外科手术(如,激光光凝手术或角膜成形术)或化疗(如,在眼中使用抗VEGF药物或滴眼液的调查研究)。OID可在例如任何与监控血管变化相关的外科手术过程中用作实时或准实时反馈机制。为了例示性说明本实例,通过使用内置在手术医生佩戴的类似眼镜的装置中的显示器,或使用手术医生可以看见的某些物理或虚拟屏幕,OID可在手术医生眼前呈现实时LSCI图像和血流参数。OID可用作治疗规划工具(即,用来指导医疗干预)。例如,OID可鉴别作为眼部激光光凝手术备选的具体血管,且该信息可呈现给手术医生进行考虑。OID可用作治疗控制机制来进行自动控制,例如,计算机引导激光用于血管光凝术,或用来触发具体医疗的输送或处方。OID也可用于允许治疗以避免特定类型血管的方式进行治疗规划。

[0012] OID可用来检测非眼科疾病或状况。这些疾病或状况可以是器官特异性的或全身性的。例如,OID可用于类似中风和其它类型脑损伤状况的早期诊断和风险估计。同样,可基于评估使用OID获得的解剖学和生理学信息(如,视网膜血液流速的变化)来诊断和监控全身性疾病(如,心脏病和糖尿病)。

[0013] 最终,OID可作为反馈机制并入电子健康记录(EHR)系统或移动疾病管理系统中,以改善具体疾病目标的诊断或治疗。例如,OID可将所获图像自动存储在患者的EHR中,用于后续回顾和分析。此外,OID可自动在EHR中作标注,表明大量重要的健康信息(如,最近一次眼部检查的日期、具体疾病的风险水平、和该疾病生理学参数指示性具体值)。OID也可产生这一信息的报告,该报告可并入EHR或其它类似系统中和/或传输至适宜的保健提供者、看护人员或患者。

[0014] 将OID并入移动疾病管理系统的实例是用于DR的早期诊断和相关管理,DR是具有眼部症候的糖尿病并发症。可通过使用OID对眼部进行常规监控并将该数据并入EHR报告中,来跟踪糖尿病及其发展。这些数据可以时间戳方式存储,且可通过图表、图片重叠、差分图像和其它可视化方法比较血管信息(如,血管直径和血流)。可将这些数据(以及相关比较性分析)作成有效地令内科医生和专科医生更详细地理解疾病的历史和当前状态,从而可提供护理服务。

[0015] 根据某些具体实施例,眼科成像装置包括:A)能产生复数种照明形态的照明模块,其中,该照明形态包括相干光照明和非相干光照明,以及,该照明模块配置为实施激光散斑

对比度成像、光谱成像、反射成像、或荧光成像的一种或多种;B) 一个或多个成像传感器,配置为收集来自眼部组织一个或多个区域的光;C) 包括一个或多个光学元件的光学组件,配置为将来自该照明模块的光导向至眼部组织的一个或多个区域,且进一步配置为将来自眼部组织一个或多个区域的光导向至该一个或多个成像传感器;以及包括一个或多个第一光学元件的第一光学组件,配置为将来自该照明模块的光导向至眼部组织的一个或多个区域,以及包括一个或多个第二光学元件的第二光学组件,配置为将来自眼部组织一个或多个区域的光导向至该一个或多个成像传感器;其中,该眼部组织的一个或多个区域包括视网膜、脉络膜、角膜、巩膜、和晶状体。

[0016] 根据某些具体实施例,该一个或多个光学元件、一个或多个第一光学元件、和/或一个或多个第二光学元件可以是导致在一个或多个成像传感器上产生散斑图案的光圈。该眼科成像装置可进一步包括一个或多个处理器,配置为控制该一个或多个光学元件的布局,控制复数种明形态和一个或多个成像传感器的耐久性、占空比和同步性,控制一个或多个图像撷取参数,或处理自该一个或多个成像传感器生成的数据,以实施激光散斑对比度成像、光谱成像、反射成像、和荧光成像的一种或多种。该光学组件的一个或多个光学元件可配置为将光导向至眼部组织的一个或多个区域,且可包括一个或多个光谱选择性滤光器,该滤光器配置为将来自一个或多个非相干光照明光源的照明光束约束在一个或多个窄光带内,其中,该窄光带包括绿光、蓝光、红光和近红外光。该眼科成像装置可进一步包括一个或多个中性密度滤光器,配置为衰减该一个或多个相干光或非相干光照明光源的照明能力。该眼科成像装置可进一步包括一个或多个滤光器,配置为拒绝对于具体应用有害的波长。被导向至眼部组织一个或多个区域的光可包括一个或多个自该照明模块生成的照明光束。该一个或多个照明光束可与成像路径的光学轴同轴。该一个或多个照明光束可与成像路径的光学轴不同轴。被从该一个或多个照明光束导向至眼部组织一个或多个区域的光可同步出现或不同步出现。

[0017] 根据某些具体实施例,该眼科成像装置可进一步包括一个或多个动作元件,用于啮合、引导或平移换该一个或多个光学元件,其中,该一个或多个动作元件包括步进电机、转子、齿轮和导轨。该眼科成像装置可进一步包括一个或多个使用者输入工具,其中,该一个或多个使用者输入工具包括一个或多个按钮、开关、触控屏、物理或虚拟键盘、或控制光标的工具。该眼科成像装置可进一步包括一个或多个使用存储装置、显示装置、或处理装置将数据转换为单向或双向交换信息的工具,其中,该一个或多个存储装置、显示装置、或处理装置可独立存在或与一个或多个远程计算机或服务器相关联。该一个或多个处理器可进一步配置为计算用于与眼部组织一个或多个区域相关的一个或多个成像传感器像素的激光散斑对比度值,其中,所计算的激光散斑对比度值使用空间或时间域中相邻像素的性质。该一个或多个微处理器进一步配置为自所接收的数据提取信息,其中,所提取的信息包括血液流速评估、血流量评估、血管直径、血管空间密度、或血管为小动脉或小静脉的归类。该一个或多个处理器可进一步配置为撷取图像栈且将所撷取图像栈的图像登记为参考图像,其中,该参考图像是独立撷取的或是所撷取图像栈中的一个图像。

[0018] 根据某些具体实施例,该眼科成像装置可进一步包括目光专注机制,用以促进使用对侧未成像眼睛将目光专注至具体的物理或虚拟目标。该目光专注机制包括由一个或多个光学元件组成的光学组件,其中,该一个或多个光学元件包括透镜、滤光器、镜子、准直

器、光束分离器、光纤、光传感器、和光圈。该目光专注机制可包括一个或多个动作元件,用来调节一个或多个光学元件。该目光专注机制将物理或虚拟物体的图像投射于成像眼睛或对侧眼睛的具体目标位置,其中,所投射的图像是在成像前或成像时确定的,且在成像过程中改变所投射的图像位置,以促进撷取眼部不同区域的图像。该目光专注机制可进一步包括产生一个或多个虚拟物体的显示单元,其所投射的图像与目光专注的预定目标同时发生。该目光专注机制可进一步包括处理元件,用来控制该目光专注机制的操作和实施用于操作该目光专注机制的一种或多种计算,其中,该一种或多种计算包括涉及目光专注预定目标的位置识别和虚拟或物理物体的位置识别的计算。

[0019] 根据某些具体实施例,该眼科成像装置可进一步包括用于稳定对象眼睛的制动机制,其中,该制动机制包含一个或多个光学元件和一个或多个刚性部件,其中,该一个或多个光学元件包括透镜、滤光器、镜子、准直器、光束分离器、光纤、光传感器、和光圈,以及,该一个或多个刚性部件包括头盔或一个或多个鼻梁、太阳镜、潜水镜、橡胶杯、头盔。该疾病管理系统可进一步包括:A) 一个或多个眼科成像装置,配置为对眼部组织的一个或多个区域实施激光散斑对比度成像、光谱成像、反射成像、和荧光成像的一种或多种,其中,眼部组织的一个或多个区域包括视网膜、脉络膜、角膜、巩膜、和晶状体;一个或多个传感器,配置为收集至少一种类型的患者特异性数据。该疾病管理系统可进一步包括:一个或多个处理器,配置为处理来自眼部组织的一个或多个区域的解剖学或生理学信息和至少一种类型的患者特异性资料;以及,一个或多个交界装置,配置为显示至少一种类型的患者特异性数据并允许使用者输入信息以改变该一个或多个处理器的功能性。该一个或多个眼科成像装置可配置为用于一种或多种诊断、预后、或治疗目的,其中,该一种或多种诊断、预后、或治疗目的包括眼科和非眼科疾病或状况。该一个或多个传感器由眼科或非眼科传感器组成。该处理器可配置为读取并分析来自一个或多个时间点的至少一种类型的患者特异性数据,其中,该分析包括将该至少一种类型的患者特异性数据与一个或多个阈值比较,比较不同时间点的至少一种类型的患者特异性数据,计算该至少一种类型的患者特异性数据的趋势,将该至少一种类型的患者特异性数据与一个或多个阈值比较,外推该至少一种类型的患者特异性数据的趋势以评估该至少一种类型的患者特异性数据的预期未来值,以及,以基于群体的与一个或多个患者特异性数据相关联的统计数据为基准,以计算机技术一个或多个阈值标准。该一个或多个阈值包括一个或多个常数值或取决于该至少一种类型的患者特异性数据属性的值,或取决于与该至少一种类型的患者特异性数据相关联的基于群体的统计的值。该至少一种类型的患者特异性数据包括一种或多种心电图、血压测量、心率测量、血氧饱和度测量、血糖测量、血红蛋白A1c测量、眼压测量、呼吸测量、体积描记图、重量测量、高度测量、年龄、体位、脑电图、眼电图、视网膜电流图、视觉诱发反应、先前病史、以及该至少一种类型的患者特异性数据的衍生信息。该处理器可配置为:通过一种或多种手动、半自动、或自动工具触发一种或多种类型的治疗;以及,促进该至少一种类型的患者特异性数据与一个或多个用于存储、显示、或分析的通讯。

[0020] 根据某些具体实施例,对眼部组织区域成像的方法包括:将用于图像撷取的眼科成像装置配置为适用于实现所希望的成像形态,其中,该配置步骤包括维持预先配置的状态,调节一个或多个光学组件、照明形态、和图像撷取参数;启动通过该眼科成像装置产生的照明;启动基于该图像撷取参数的图像撷取;存储所撷取的图像;处理所撷取的图像;以

及,手动或通过所配置的眼科成像装置处理元件、相干光/非相干光照明光源并重复一次或多次来调节光学组件,设定用于图像撷取参数的值,启动照明,启动图像撷取、存储或处理步骤。

[0021] 根据某些具体实施例,该方法可进一步包括相对于对象眼睛固定眼科成像装置。该方法可进一步包括指导对象将目光锁定于物理或虚拟物体。该眼科成像装置可配置为使用复数个成像形态撷取图像,其中,该复数个成像形态包括激光散斑对比度成像、光谱成像、反射成像、和荧光成像。可通过将该眼科成像装置搁在对象脸上或眼前或将该装置压在对象脸上或眼前而手持并固定该装置。该眼科成像装置可与眼镜、潜水镜、头盔或其它将该眼科成像装置相对于对象头部或眼部固定的配件合用。该眼科成像装置可与腮托或其它将其固定至对象头部或眼部的配件合用。该虚拟物体可由该眼科成像装置产生,且该虚拟物体的位置可由操作者预先确定或动态确定。该眼科成像装置的光学组件可含有一个或多个光学元件,且该光学元件可由操作者手动调节或由处理器半自动或自动调节。该图像撷取参数可包括曝光时间、增益(gain)、像素敏感度、图像数目、帧速率、时序、像素分辨率、像素面积、和图像放大。由该眼科成像装置产生的照明可包括来自一种或多种相干光照明光束的光和来自一种或多种非相干光照明光束的光。存储所撷取的图像可包括在本地或远程存储装置上记录一个或多个图像,其中,该存储装置包括任意一个或多个随机存取存储器、磁或固态硬盘技术、闪存盘技术、或光盘技术。处理所撷取的图像可包括登记所撷取的图像,激光散斑对比度成像处理,使用一种或多种激光散斑对比度图像、光谱图像、反射图像和荧光图像的组合进行特征提取,光谱成像处理,以及制备或处理图像进行通讯、存储或显示。

[0022] 根据某些具体实施例,一种使用眼科成像装置分析所获图像的方法,包括:选择一个或多个待分析的图像和参数;选择一种或多种待实施的处理算法;触发该一个或多个处理算法;以及,呈现该一种或多种处理算法的输出。

[0023] 根据某些具体实施例,该一个或多个图像可产生自激光散斑对比度成像、光谱成像、反射成像、和荧光成像的一种或多种。该一个或多个参数可以是提取自激光散斑对比度成像、光谱成像、反射成像、和荧光成像的一种或多种所产生的一个或多个图像的解剖学和生理学参数。该一个或多个参数可提取自一个或多个传感器,且包括心电图、血压测量、心率测量、血氧饱和度测量、血糖测量、血红蛋白A1c测量、眼压测量、呼吸测量、体积描记图、重量测量、高度测量、年龄、体位、脑电图、眼电图、视网膜电流图、视觉诱发反应、先前病史、和该一个或多个参数的衍生信息。该输出可包括该一个或多个图像的一种或多种视觉演绎、一个或多个参数、阈值、趋势、和该一个或多个参数的衍生信息。该方法可进一步包括一个或多个交界装置,该装置配置为允许操作者进行下述一者或多种操作:选择待分析的一个或多个图像和参数、选择一个或多个待实施的处理算法、触发该一个或多个处理算法、和呈现该一种或多种处理算法的输出。该方法可进一步包括,基于一个或多个经分析的图像或参数,手动、半自动或自动触发治疗。该治疗包括下述一种或多种:建议使用者改变具体服药疗程或实施某些其它治疗步骤,建议允许使用者触发自动治疗或过程,或控制治疗机制的自动化信号。

[0024] 根据某些具体实施例,管理患者疾病的方法包括:使用眼科成像装置撷取眼部组织一个或多个区域的一个或多个图像;自一个或多个传感器撷取至少一种类型的患者特异性数据;处理该一个或多个图像、一个或多个参数、和至少一种类型的患者特异性数据;以

及,呈现所处理信息,供看护者参考。

[0025] 根据某些具体实施例,该眼科成像装置可配置为自激光散斑对比度成像、光谱成像、反射成像、和荧光成像的一种或多种产生一个或多个图像。该可进一步包括,基于一个或多个经处理的信息,手动、半自动或自动触发治疗。

附图说明

[0026] 图1A是OID示意图,显示用于撷取眼部视网膜组织的反射、光谱、荧光和激光散斑对比度图像的功能部件和光学路径。

[0027] 图1B是OID的电子部件示意图。

[0028] 图2A和图2B例示性说明OID照明模块的多个具体实施例。

[0029] 图3A和图3B是包含超过一个光源的照明模块的多种具体实施例的例示性说明。

[0030] 图4例示性说明光束偏转器的多个具体实施例。

[0031] 图5A、图5B和图5C例示性说明光学组件A的多个具体实施例,及其与通过该OID照明的目标组织的视野的关系。

[0032] 图6是OID和用以诱导对象将目光专注以促进图像撷取的具体实施例的示意图。

[0033] 图7是将OID相对于对象眼睛固定的具体实施例的示意图。

[0034] 图8A和图8B例示性说明将OID并入可由非专业人士使用简单界面操作的独立系统的多个具体实施例。

[0035] 图9是流程图,例示性说明根据本课题技术的具体实施例使用OID撷取目标组织图像的方法。

[0036] 图10是流程图,例示性说明使用OID撷取、处理、存储和显示所获图像的方法。

[0037] 图11是流程图,例示性说明使用OID分析所获图像用于疾病发展估计和管理的方法。

[0038] 图12A和图12B是合并有OID的疾病监控和管理系统的多个具体实施例的示意图。

[0039] 图13A、图13B和图13C例示性说明,根据本课题技术的多个具体实施例,使用OID呈现和存取所生成参数的多个具体实施例。

具体实施方式

[0040] 已经研发了大量与眼科成像相关的成像形态。这些包括:

[0041] (a) 激光散斑对比度成像。当在相干光(即,激光)照明下通过适当尺寸的光圈撷取图像时,形成散斑图案。由于移动造成的散斑图案模糊可使用称为“散斑对比度”的公制单位进行数学评估,该单位定义为在考虑图像栈中每一像素的具体相邻者内,像素强度标准偏差与像素强度平均值的比。所述相邻者可处于如(1)中揭示的时空域中。

[0042] (b) 光谱成像。当比较在不同照明波长下撷取的图像时,可基于不同组织/细胞类型对光的差异性吸收、透射和反射来强调特征。例如,在近红外和绿光下的差异性分析可区分含氧血与缺氧血。

[0043] (c) 反射成像。这一成像模式等同于在类似环境光(如,来自手电筒的光、来自卤灯的光等)的照明下给眼睛拍照。由于白光本质上含有多个波长的光,这些图像也含有与光谱图像近似的信息。在白光照明下获得的灰度图中,含氧血(正常状况下的动脉血)表现为浅

色,而缺氧血(正常状况下的静脉血)则颜色更深一些。

[0044] (d) 荧光成像。若将荧光染料注射入血管中,则可使用适宜的照明波长和光学滤光器获得血管的高对比度图像。

[0045] 对视网膜和/或脉络膜成像存在大量技术上和实践上的挑战:

[0046] (a) 考虑到不稳定摄影中相机曝光时间上的运动伪影造成的限定,环境光并不能提供用于给视网膜拍照的充足照明。在短曝光时间内,相机传感器捕捉到非常少量的光,这限制了实现视网膜特征间高对比度的能力。因此,来自外加光源的额外照明是必要的。

[0047] (b) 眼部的几何学,具体而言,视网膜、瞳孔(虹膜)、角膜和晶状体的位置,并不提供足够的用于照明的余地和沿着显着不同方向的成像路径。过去,这一问题已经使用称为眼底照相机的光学组件得以部分解决。但是,眼底照相机不能实施激光散斑对比度成像,而该成像技术是对血管和血流成像的方法。

[0048] (c) 照明光,尤其是相干光(即,激光)入射在视网膜上可能有害,因此对可传递至视网膜的能量进行严格限定以提供用于成像目标的照明。使用激光的传统视网膜成像器(如,激光扫描检眼镜)通过扫描确保,在每一短时间段内,激光照明感兴趣的小区域(ROI),因此,尽管使用高功率和强度的光束,仍限定传递到视网膜的能量。激光散斑对比度成像(LSCI)需要与点状照明相反的同时照明整个视野(FOV),且扫描比先前基于激光的视网膜成像技术更长的时间。整体照明时间可以长达10秒。因此,必需使用功率可进一步适当衰减的低功率激光器;且必需使用机械快门或电子开关控制该激光机模块的激活和停止。

[0049] (d) 当前的视网膜成像器在其用途上产生显着的社会经济负担。作成该视网膜成像器各部件的高成本,令整个系统昂贵。将该装置的成本与实施该过程所需的眼部护理专家的额外成本,推高了眼部检查的成本和整体保健支出。再者,大部分视网膜成像器需要化学诱发的瞳孔扩大来捕捉大的FOV,这令它们的使用复杂且不便。

[0050] 如下文详述,OID由复数个光学元件、照明模块、相机、光传感器、电源、处理器元件、存储元件、和通讯元件。可改变该成像器的说明书和参数,以容纳对象眼部的差异。举例而言,鼠眼(研究中使用)的尺寸比人眼小得多。鼠眼曲率也与人眼的曲率不同。又,对于不同的被成像组织,该设备可具有不同的具体体现。举例而言,对脉络膜成像可能需要比对视网膜成像时波长更高的照明。同样,对角膜成像可能需要与对视网膜成像时不同的透镜组件。该设备也可能具有可调节元件的具体体现,该等元件可移动和/或调整以用于具体应用。

[0051] 某些具体实施例将OID并入用于疾病管理和治疗的专家系统。某些具体实施例中,OID通过无线连接与专家系统通讯。其它具体实施例中,OID通过有线连接与专家系统通讯。某些具体实施例中,OID并入专家系统中以呈现数据,以供保健提供者回顾和跟踪。其它具体实施例中,OID并入专家系统中,以推荐具体治疗方案。其它具体实施例中,OID并入专家系统以自动控制疗法。

[0052] 图1A显示例示性OID 100,其具有用于撷取人眼170后部目标组织175的图像的功能性部件和光学路径。照明模块110产生的光被引导偏离光束偏转器117,并由光学组件A 120操控以照明该目标组织175(如,患者视网膜)。自该照明模块110至目标组织175的这一光路指代为照明路径116,且光本身被指代为照明光束。从照明模块110至光束偏转器117的这部分照明路径116的光轴称为照明轴115。由目标组织175反射和/或散射的光可由图像撷

取模块140的路径中光学组件A 120与光学组件B 130的组合来从操控。从目标组织175至图像摄取模块140的这一光路指代成像路径135,且这一路径的光轴指代成像轴180。该图像摄取模块140包含成像传感器(如,相机)145,且具有必需的控制、处理和存储元件(如,计算机)来摄取、处理和存储目标组织175的图像。OID 100可含有用于控制全部或部分功能性部件的单独的处理器单元150。此外,OID 100含有电源模块154以供电至全部或部分功能性部件。

[0053] 照明模块110可由以复数种方式布置的复数个光源构成。照明模块110允许在至少一种相干光和至少一种非相干光照明光束下依序成像。该至少一种相干光照明光束可由绿色、红色、蓝色或近红外激光器生成。该至少一种非相干光照明光束可由来自例如LED或卤灯的白色或经光谱过滤的光生成。可将照明模块110定向,故照明轴115以相对于成像轴180成角度 θ_{121} 而定向。

[0054] 光束偏转器117可以是镜子或任何其它反射物体/材料,相对于照明轴115成预设角度 ϕ_{118} 而定向,因此,可将照明路径116导向为朝向目标组织175。其它具体实施例中,可相对于成像轴180而非照明轴115来确定角度 ϕ_{118} 。其它具体实施例中,可基于机械元件或OID 100外壳来确定角度 ϕ_{118} 。选择并锁定光束偏转器117,因此,便于或不干扰光沿着成像路径135自目标组织175行进至图像摄取传感器145。某些具体实施例中,光束偏转器117可位于成像轴180的一侧。某些具体实施例中,光束偏转器117可含有用于光自目标组织175反射并朝向图像摄取模块140前行的孔。某些具体实施例中,光束偏转器117可以是光束分离器,它将一部分照明光朝向目标组织175反射,而让剩余的光通过。这种光束分离器也将允许一部分自目标组织175反射的光通过,并令其沿着成像路径朝向图像摄取模块140前行。透射光与反射光的比是光束分离器的特性,且可为0至1的任意值。角度 θ_{121} 可自 0° 至 180° 变化,且角度 ϕ_{118} 可等量变化,以尽可能多的沿着成像轴180偏转照明路径116。

[0055] 光学组件A 120可由一个或多个透镜构成,该透镜聚焦照明光,因此,在大的FOV内照明目标组织175。某些具体实施例中,光学组件A 120的位置可在光束偏转器117与照明模块110之间,因此,在自光束偏转器117至目标组织175的照明路径116中无需透镜。可将光学组件A 120定向,而令其影响成像路径135和照明路径116。某些具体实施例中,可将光学组件A 120定向,而令其仅影响照明路径116,即,来自照明模块110的光可在遭遇光束偏转器117之前遭遇光学组件A 120。

[0056] 光学组件B 130包含最少一个将来自目标组织175的光聚焦到成像传感器145的透镜,以及一个对于在作为成像传感器145上形成散斑图案至关重要的光圈。这些元件可以任意次序出现在成像路径116中。一个具体实施例中,该次序被确定为实现图像形成和在成像传感器上形成散斑的双功能。另一具体实施例中,可由透镜和光圈系统替代透镜和光圈布置。光学组件B 130典型包含调节透镜位置用于适宜聚焦的机制。该调节机制可包括一个或多个透镜和/或光圈沿着成像轴180的移动。这一移动可以是手动的、半自动的(即,机械化但由使用者触发和/或控制)或自动的(即,无需使用者干预的机械化和/或电子控制)。某些具体实施例中,该调节机制移动至少1cm,但这一距离取决于所用透镜的焦距。某些具体实施例中,可采用备用调节途径,包括使用具有固定镜头系统的可移动相机。

[0057] 可将光学组件B 130定向,以令其仅影响成像路径135而不影响照明路径116。因此,光学组件B 130的目的是:(a)在成像传感器145上形成适宜尺寸(即,放大)和适宜聚焦

的目标组织175图像或用于直接观察, (b) 实现预先计算的散斑尺寸(即, 艾里斑(Airy disc)直径), 以成像传感器145角度来看, 介于5至20微米之间, 以及, (c) 在实施荧光成像或光谱成像的例子中, 在自目标组织175至图像撷取模块140的路径中光谱绿光。据此, 一个具体实施例中, 光学组件B 130包含透镜和光圈布置, 可实现1:1放大和约10至12微米的散斑尺寸。介于0.5至2.0之间的任何放大倍数以及介于5至20微米之间的散斑尺寸可能是可接受的, 取决于具体实施例及其优选应用。

[0058] 某些具体实施例中, 特别是那些合并荧光成像的例子中, 光学组件B 130可包括一个或多个滤光器。所述滤光器套组可阻断照明光, 同时令荧光发射光通过。例如, 若实施荧光素血管造影术, OI D 100可采用选择性透射绿光(约520至540nm)波长而阻断其它全部波长的滤光器。

[0059] 仅为了便于解释, 单独考虑光学组件A 120和光学组件B 130。某些具体实施例中, 光学组件A 120和光学组件B 130的光学元件可无缝替代另一者中的元件。某些具体实施例中, 可将光学组件A 120中的透镜设计(如, 将不同透镜熔合在一起)为, 可无需任何后续在成像传感器145路径中的聚焦而形成图像, 因此, 光学组件B并不需要不同的透镜。这种表面上是单一光学元件的透镜, 变为光学组件A 120和光学组件B 130两者中的功能性部分。

[0060] 图像撷取模块140包含至少一个成像传感器145, 可捕捉来自目标组织175的光并将数据以数字形式存储为一个或多个图像。因此, 该至少一个成像传感器145包括电荷耦合装置(CCD)相机、金属氧化物半导体(MOS)、互补MOS(CMOS)相机、光电二极管、光电晶体管、和/或光电管。大多数相机中, 光传感器数据的数字化可在感应到之后立即进行, 或可在模拟相机后使用模数转换器(ADC)。成像传感器145可具有或不具有作为OI D 100而嵌入的处理单元。一个具体实施例中, 现场可编程门阵列(FPGA)或等价的可编程单元可以处理所撷取的图像, 并存储该图像或传递所得图像用于进一步考虑。另一具体实施例中, 成像传感器145可将所撷取的图像存储在记忆装置(如, 闪存盘)上, 该记忆装置随后可用来转移数据用于进一步处理。在第三具体实施例中, 成像传感器145可连接通过通讯通道(如, 通用串行总线(USB))连接至处理器和存储单元, 并将所撷取的图像实时或准实时传递至附近的处理单元(如, 计算机或嵌入式处理器)。其它可实现相似功能的通讯通道是IEEE 1394(火线)端口、串行/平行端口、IDE、和/或串行/平行ATA。也可使用无线模块实施图像转移, 该无线模块使用Wi-Fi、2G、3G、4GLTE、蓝牙和红外通道。数据的传输可使用可接受的用于图像传输且符合健康数据和网络安全标准的任何格式(如, DICOM、HL7、或其它类似标准)。数据可处理未仅用于传输(如, 安全加密、压缩以提高传输速度等)意图, 并在接收系统处再次进行等量处理(如, 解密、解压缩等)用于进一步应用、处理或显示。

[0061] 存储元件152的尺寸和类型取决于OI D 100的具体实施例。例如, 该存储元件可以是大的(如, 16至256GB), 以容纳下述后续的本地存储: 1) 在构建于OI D 100内的用户界面模块153(如, 液晶显示器)上回顾, 2) 图像分析, 以及3) 传输至外部计算平台(如, 用于远程存储、分析或显示)。或者, 该存储元件可以是小的(如, 1至16GB), 以容纳临时本地存储, 用于传输至外部计算平台(如, 用于远程存储、分析或显示)。该存储元件可使用下列任意一种: 随机存取存储器(RAM)技术、磁或固态硬盘技术、闪存盘技术、或光盘技术。

[0062] OI D 100含有电源模块154, 可以是一个或多个直流(DC)电源与通过交流-直流适配器转换的交流(AC)电源的组合。例如, 一个具体实施例中合并使用一个或多个给OI D 100

中全部电子构件供电的不可充电电池。另一具体实施例中可将一个或多个可充电电池与交流-直流适配器联用。OID 100的每一电子元件可独立于其它电子元件而自电源获得电力。例如,图像摄取模块140可自USB获得电力,而照明模块110可使用专用的可充或不可充电电池。

[0063] 光束偏转器117可位于成像路径135而非照明路径116中。该具体实施例中,从照明模块110至目标组织175的光路为沿单一直线,而从目标组织175至图像摄取模块140的光路可包括由适放置的光束偏转器117造成的偏转。无论在照明路径116中或成像路径135中,光束偏转器117的目的是改变被引导至该光束偏转器的光的方向,并向该光定向至想要的方向。这一功能也可使用一根或多跟光纤光缆和/或光波导实现。光纤光缆一般可沿着其长度为挠性,因此,松弛空间和位置束缚了照明模块110。

[0064] 图1B显示例示性OID 100的电性部件的示意图。开关161允许使用者激活或关闭OID 100的功能性,而一个或多个电池162对电性部件供电。某些具体实施例中,一个或多个电池162可对OID 100的某些或全部电性部件供电。某些具体实施例中,一个或多个电池162可并入OID 100中,而其它具体实施例中,一个或多个电池162可以是外加的。遥测收发器151允许数据传输至OID 100或自后者输出。某些具体实施例中,遥测收发器151可被另一通讯机制替换。处理器单元150处理来自各种电性部件,包括照明模块110、光学组件A 120和光学组件B 130、以及图像摄取模块140的信号。照明模块包含光源电路单元111和步进电机112,以操控光源113。光学组件A 120包含传感器电路122和步进电机单元123。光学组件B 130包含传感器电路131和步进电机单元132。图像摄取模块140包含传感器电路141、处理器单元142、和数据存储单元143。

[0065] 可使用任何处理器单元150实现对OID 100多个模块的控制。控制活动的实例包括:调用适宜照明模块110适宜的时间量,移动光学组件A 120和光学组件B 130的部件用于在适宜ROI对目标组织175聚焦,控制目光专注设备(揭示于下),记录并简单处理适宜照明下的图像,调用适宜的形态用于存储和/或传输图像,电源管理,数据管理和存储,以及调用先进的图像分析。一个具体实施例将具有物理锁定于OID 100上的处理器单元150,可以是FPGA、微处理器或微控制器。另一具体实施例具有远程锁定的处理器单元150,并将经由遥测收发器151、USB或任何其它标准或专用通道评估进出OID 100的通讯。

[0066] 图2A和2B显示照明模块110的例示性具体实施例。照明模块110含有一个或多个照明光源205,以及用于操控光束(如,准直或聚焦)的光学元件和适宜滤光器。一个具体实施例中,使用一个或多个滤光器210、220和230来选择波段(即,光谱过滤器)。另一具体实施例中,一个或多个滤光器215衰减照明强度(即,中性密度滤光器),而一个或多个滤光器225、226、227、228和229用来选择波段。一个具体实施例中,选择波段以执行对有害于具体应用(如,视网膜成像)的波长的拒绝。例如,可使用适当的滤光器选择性阻断红外波长。这些滤光器可使用任何机制(如,吸收、反射等)来实现想要的功能。滤光器可以安装在照明路径116中的任何位置,但他们一般尽可能地靠近光源205。某些具体实施例中,滤光器安装在一个或多个滤光器轮240上,该滤光器轮转动以调动一个或多个滤光器或滤光器组合。某些具体实施例中,滤光器安装在一个或多个滤光器滑片上,该滑片线性移动以调动一个或多个滤光器或滤光器组合。这些滤光器轮或滑片的移动可以是手动的、半自动的(即,机械化但需使用者触发和/或控制)或自动的(即,机械化和/或电子控制而无需使用者干预)。

[0067] 照明光源205典型包括下列类型的照明和波长:

- [0068] (a) 红色激光(大致范围:625至655nm)
- [0069] (b) 绿色激光(大致范围:520至545nm)
- [0070] (c) 蓝色激光(大致范围:460至495nm)
- [0071] (d) 近红外(NIR)激光(大致范围:700至900nm)
- [0072] (e) 来自LED、卤灯等的白光照明
- [0073] (f) 来自适宜LED或由光谱过滤白光的红光、绿光、蓝光或NIR光(波长范围如上文对于激光表明的)。

[0074] 一个设计用于LSCI的具体实施例中,OID 100中的照明光源205包含一个或多个激光器或等价相干光照明光源。另一设计用于撷取反射和/或荧光图像或用于解释或聚焦(如,在用于图像撷取的准备中)的具体实施例中,照明光源205是一个或多个非相干光照明光源。

[0075] 并非全部应用皆需要使用全部照明光源或照明形态。例如,可通过切换至在光路上具有绿色滤光器以及用以将强度衰减至希望值的适宜中性密度滤光器的白光源,从而实现绿色照明模式。这种绿色照明模式可提供于OID 100中,以向使用者/操作者/干预者提供更多的关于FOV的信息。OID 100可能不必需在每个使用/操作过程中使用该模式。同样,阐明视网膜中微血管血流量可能仅需要调动635nm(红色)激光照明,而将血管细分为动脉和静脉可能需要依次调动红色激光以及白色照明模式。

[0076] OID 100可用来实施荧光成像,该例中,照明光源205和相关光谱滤光器将取决于所使用的染料。对于荧光素血管造影术,照明将是电磁光谱的蓝色区域,也就是说,其波长将处于460nm与495nm之间的范围。对于吲哚菁绿(ICG)血管造影术,照明可处于700nm与820nm之间。可通过切换适宜光源的“开”和“关”与对滤光器套组的预组装、手动或机械化控制一起来创建具体的照明图案。

[0077] 照明模块110也可含有一个或多个多种尺寸的用于更精细控制照明的光圈(如,针孔光圈、狭缝光圈、或圆形光圈)。这种光圈可以是固定的或可调节的,更类似上文揭示的滤光器。例如,一个具体实施例可合并与滤光器轮240类似的光圈轮,该光圈轮可转动以调动适用于所希望照明模式的光圈。另一具体实施例可合并相邻光圈,该光圈可滑入或滑出用于相似目标的位置。

[0078] 图3A和图3B例示性说明照明模块110的具体实施例,该照明模块包含至少一个相干光源306(如,激光)和一个非相干光源306(如,卤灯)。依据应用,可加入更多光源。例如,不是将单一白光LED与红色滤光器和绿色滤光器联用以获得红光和绿光,而可代之以两种专用光源(如,绿色LED和红色LED)。或者,可使用分别具有专用红色滤光器和专用绿色滤光器的两个白光LED。

[0079] 图3A显示通过机械引导的光源的选择性激活和关闭。机械手段可作为OID 100的一部分而被包括,该机械手段可对准每一光源(与相关滤光器一起),令所发射光束沿着照明轴115。该光源可相对于照明轴115移动,或该光源可保持沿着照明轴115固定,且滤光器和/或快门相对于该光源移动以选择性地出现于照明路径116中。引导可手动进行,或使用具有或不具有齿轮组325的线性/转动马达320进行。一个具体实施例中,步进电机用于转动角335或平移距离330的严格程序控制。转动可用以使用沿着321或正交于326引导轴310锁定的步进电机320啮合所希望的照明光源305或306。

[0080] 图3B显示通过电子切换对光源的选择性激活和关闭。照明光源305和306可固定在照明模块110中,且可通过照明控制模块340电子切换光源的“开”或“关”而实施该光源的选择性激活和关闭。这一电路可直接控制馈入照明光源305和306的电力和/或照明时机(如,起始时间、耐久、和工作周期)。光束分离器350或等价布置允许来自照明光源305和306的光沿着照明轴115定向。

[0081] 照明模块110可采用机械切换与电子切换的组合,以提升对照明光源305和306的控制。例如,白光光源可电子切换“开”和“关”,但红色和绿色滤光器可机械地引导于白光路径中,以分别实现红光照明模式和绿光照明模式。机械引导或电子引导或两者的触发可以是手动的、自动的或半自动的。例如,在手动具体实施例中,使用者可旋转负载有弹簧的引导机制,以选择性啮合照明光源305并将其沿着照明轴115定向,同时同步脱空其它照明光源306。在自动具体实施例中,可使用预设时序或其它控制机制将各光源啮合固定时间量。该时序可由处理器提供至开关电路或提供至机械引导机制。在半自动具体实施例中,使用者可将所希望的滤光器移入位置,在一段时间后,按压按钮造成照明光源305切换为“关”且其它照明光源306切换为“关”。

[0082] 图4例示性说明光束偏转器117的多个具体实施例。光束偏转器117可以是平面镜417A、凹面镜417B或凸面镜417C,只要光束偏转器117与照明模块110和光学组件A 120联用的目的为生成汇聚在目标组织(用于对眼睛前部成像)或瞳孔(用于对眼睛后部成像)处或在紧邻目标组织或瞳孔正前方的光束即可。一个用于对视网膜成像的具体实施例中,光束偏转器117、照明模块110和光学组件A 120配置为产生汇聚在目标眼睛170瞳孔处或紧邻瞳孔正前方的光束。光束偏转器117功能也可使用棱镜417D或棱镜417E与417F的组合实现,该等棱镜由光学透明元件如使用总内反射的玻璃或塑料作成,用以将该光束偏转至所希望的方向。同样,也可将光束偏转器117与光学组件A 120和/或光学组件B 130的元件组合或熔合。光束偏转器117也可以是光束分离器417G,反射一部分入射于其上的光,同时透射剩余的光。

[0083] 图5A、图5B和图5C例示性说明光学组件A 120的多个具体实施例,及其与由OID 100照明的目标组织175的FOV的关系。某些具体实施例中,光学组件A 120影响照明路径116和成像路径135两者,且可含有一个或多个光学元件(如,透镜、滤光器、镜子、准直器、光束分离器、光纤和光传感器),以将光沿着照明路径116导向至目标组织175并将光沿着成像路径135导向至图像摄取模块140。

[0084] 图5A显示OID 100的例示性光学组件A 120,其含有两个透镜510和511。某些具体实施例中,光学组件A 120含有一个透镜,而在另一具体实施例中,光学组件A 120含有超过一个透镜。全部或部分透镜可以是固定的或可调节。这一具体实施例中,透镜510的位置由机械支架520固定,而第二透镜511结合至可调节支架521,该可调节支架可手动、半自动或自动控制。这一例示性具体实施例也可揭示光学组件B 130的具体实施例。

[0085] 图5B和图5C显示瞳孔放大对于FOV(即,所成像的目标组织175的面积)的影响。通过未放大的或窄瞳孔530照明对象眼睛170的后部,导致小的FOV 535。反之,通过放大的或宽瞳孔540照明对象眼睛170的后部,导致大的FOV 545。

[0086] 在使用LSCI对视网膜成像的具体实施例中,光学组件A 120可设计为实现如下目标:(a) FOV尽可能大,(b) 视网膜处的光强永远不超过安全阈值,(c) 可通过对象经放大或未

经放大的瞳孔实现所希望的成像技术,以及,(d)对象瞳孔在确定散斑尺寸中并不是关键。为了符合目标(a)、(b)和(c),光学组件A 120的有效焦距应小于25mm。在这一具体实施例中,照明光束将覆盖瞳孔或紧邻瞳孔正前方,因此,进入眼睛的光是发散光束并照明大的FOV 525。成人视网膜与瞳孔之间的距离552约为20mm,且光束在此距离的发散将(比在相同距离上收敛或平行的光束)降低在视网膜处过度曝光的风险。人类对象的未放大(也未受限)瞳孔530的直径约为3至4mm。因此,若光学组件A 120在照明路径116收敛,则可照明视网膜上直径约为1cm的圆形区域,因此,关于成像轴180的束流包络半角 ϕ 560大于11度。若光束直径最小的点处于距瞳孔5至7mm的焦平面551,则大部分照明光将进入瞳孔。

[0087] 另一具体实施例中,可通过对目标组织175上多个较小重叠区域的照明实现整个FOV 525的照明。这种布置的优势为防止照明光束集中在成像180(称为偏心照明),因此,降低自光学组件A 120元件或目标组织175的非相关部分的背向反射(如,当目标组织为视网膜时,自角膜的反射),增加成像传感器145处的对比度。一个具体实施例中,采用瞳孔530处的环状照明来实现偏心照明。另一具体实施例中,照明光束被分离为多个照明光束,每一个均不与成像轴共轴,并使用光学组件A 120来将这些多个照明光束的每一束汇聚在瞳孔530(如,在焦平面551上)或紧邻瞳孔的正前方而非上文揭示的成像轴180上。这一具体实施例中,所得整个FOV 525的照明将由这些多个照明光束中每一束的独立和重叠FOV的叠加而产生。

[0088] 基于健康成人的平均几何学,解释了上述用于增加FOV而不放大瞳孔的计算,但对于该具体实施例中使用的每种类型的照明,可对变化的研究尺寸和眼睛状况实现相同结果。这种优化可产生多种具体实施例,各自适用于具体例子。例如,用于对猫眼和狗眼成像(即,兽用)的OID 100可采用与用于对成人成像的具体实施例不同的具体实施例。同样,OID 100可采用不同的具体实施例来对婴儿(草产儿或其他)、幼儿、青春期前、或青少年的眼睛。OID 100可采用具有可调节元件的光学组件A 120,可在成像之前调整该可调节元件用于对象及应用。一个具体实施例,可使用不透明的眼部遮盖单元来防止周边的光到达对象眼部170以造成自然的瞳孔放大,从而改善照明和成像的FOV。

[0089] 图6显示OID 100的示意图,以及用以诱导对象将目光专注以促进撷取目标组织175适宜区域图像的机制的具体实施例。为了降低对象眼部焦距的变化量,可指示对象使用非成像眼630他/她的目光专注在远处(例如,大于5米,近似无限)物体或虚假物体的虚拟图像上。可使用适宜光学通过OID 100中的模块产生该虚拟图像615。这一具体实施例中,光学系统600被置于非成像眼630前方用于目光专注。光学系统600包括包含一个或多个透镜的光学组件,以及位于接近该光学组件焦平面的深度的物体615。在该焦平面中,该物体的坐标可由使用者预先确定或在成像时间确定。将该物体置于焦平面中将造成对象眼部将远方(大于5米)形成的物体的虚拟图像(O') 615可视化。若干该物体恰恰置于该焦平面中,则理论上该图像将在“无限远”处形成。由于自然趋势,所成像眼睛635也将在相同深度聚焦,因此将所成像眼睛635的焦距设定为预期范围内。固定于远方图像的一对眼睛的焦距,将会大约等于眼睛的直径,即,成人平均约为20mm(比更年轻的人和小动物更小)。该物体的平面内定位(x_0, y_0)将决定眼睛光轴相对于OID光轴的角度。因此,通过选择(x_0, y_0),对视网膜不同区域成像变得可能,换言之,所成像的FOV现在可包括在其它情况下不会处于FOV内的某些外周区域。因此,可通过屏幕或二维照片替代该物体,且对象被诱导在每一成像事件前将

目光专注在某些预设特征上。

[0090] 图7例示性说明用于将OID 100相对于对象眼部170固定的例示性具体实施例。某些具体实施例中,OID 100临时或永久结合至刚性部件(如,鼻梁、橡胶杯、太阳镜或潜水镜),该刚性部件将OID 100相对于成像目标固定。某些具体实施例中,该刚性部件设计为阻断周边光到达眼部,创建人工的暗环境以造成天然的瞳孔扩大。目光专注装置600可作为临时或永久结合至该刚性部件而并入该具体实施例中。这一具体实施例中,该刚性部件是一副眼镜700,用以通过稳定放置在鼻梁和耳朵上最小化运动伪影,同时实施成像。另一具体实施例中,光纤可将来自照明模块110的光双向引导出入眼镜700和OID 100。另一具体实施例中,蚀刻入眼镜中塑胶或玻璃内的波导可将来自照明模块110的光双向引导出入对象的眼睛。

[0091] 图8A和图8B例示性说明将OID 810并入独立系统800的多个具体实施例,可由非专业人士使用简单的使用者界面820操作。图8A例示性说明一个具体实施例,其中,使用者界面820是令图像撷取、存储和传输处理自动化的触控屏。该使用者界面820也可包括接收用户付款(如,信用卡阅读器)以支付成像服务费用的方法。这一具体实施例中,OID 810是不动的,因此,容许对象将他/她的眼睛对准成像轴,而头/面部剩余部分抵住刚性支撑以减轻运动伪影。另一具体实施例中,OID 811通过电缆和/或光缆连接至放在对象头部的刚性物体(如,头盔、潜水镜、眼镜)。这一具体实施例中,OID 811的某些元件可包含在界面820的外壳内。

[0092] 图8B例示性说明一个具体实施例,其中,OID 812与移动计算平台855(如,智能手机或平板电脑)联用。这一具体实施例中,移动计算平台855含有一个或多个电源模块、处理器模块、图像撷取模块、通讯模块、存储模块、和使用者界面模块853。移动计算平台855的通讯模块可包括无线机制、有线机制或两者。这一具体实施例中,OID 812含有一个或多个照明模块805、一个或多个用以将一个或多个照明路径816导向为朝向一个或多个光学组件A 820的光束偏转器817、一个或多个光学组件B 830、和一个或多个处理器模块850。OID 812可含有遥测模块851,用以与移动计算平台855或外部装置通讯。OID 812可含有电源模块854,用来对OID 812或移动计算平台855的部分或全部电子元件供电。OID 812可通过有线机制852连接至移动计算平台855并与或者通讯。另一具体实施例中,可使用移动计算平台855实施某些或部分处理能力。另一具体实施例中,移动计算平台855可用以替换某些或全部电源模块、处理器模块、图像吸气模块、通讯模块、存储模块和照明模块,或提供该等模块的备用品。

[0093] 图9是流程图,例示性说明使用OID 100根据本课题技术撷取目标组织175图像的方法。第一步骤910是将OID 100相对于对象眼睛170固定。这一固定步骤910可通过操作者尽可能稳定地手持OID 100并尽可能稳定地用面部抵住OID 100而实现,或使用实现类似功能的多种具体实施例(如,腮托、眼镜、潜水镜、或头盔)之一而实现。一个具体实施例中,通过使用轻柔放在面部眼睛周围的覆盖物而实现这一固定步骤910。

[0094] 第二步骤920包括令对象目光专注于操作者预先设置或动态设置的目标上。两个例子中,可通过控制目光专注机制600而实现该专注。某些例子中,该对象也可以是操作者(如在独立系统的例子中)。

[0095] 第三步骤930是调节一个或多个光学组件A 120和光学组件B 130,因此,以适宜的

聚焦和清晰度在成像传感器145上形成图像。在此第三步骤930中,照明模块110也可调节(如,用以实现适宜类型的照明和适宜强度的照明)。一个具体实施例中,调节照明模块110以调动白光或绿光照明。光学组件A 120、光学组件B 130、和照明模块110的调节可由操作者手动进行,或由处理器单元150半自动或自动进行。

[0096] 第四步骤940包括设定一个或多个下述图像撷取参数:曝光时间、增益(或像素敏感度)、图像数目、图像帧撷取频率(或帧率)、时序、和像素分辨率和/或像素面积。成像传感器145整合光的曝光时间,直接关系到成像过程中图像的敏感度和饱和度。曝光时间也决定成像的标本中激光散斑对比度与光散射体速度(如,血红细胞)的比例水平。对于LSCI,曝光时间典型短于100毫秒。荧光成像的曝光时间可以更长(长达2秒)。某些具体实施例中,可调节成像传感器145的增益(或像素输出对于光强的敏感度)。该具体实施例中,该可调节的增益机制令相同数目的光子到达成像传感器145,成像传感器145输出的或高或低取决于增益值。图像数目指,对于给定的图像撷取,在图像堆栈中的总撷取图像数。对于给定的ROI,图像数目可以是一个或多个。图像帧撷取频率(帧率)是1秒内待撷取的图像帧数,且一般去救援图像撷取装置及其与临时或永久存储装置通讯的能力。某些CMOS相机中,例如,可能实现与照相机曝光时间相反的帧率。时序指成像传感器145撷取图像的具体时间或时间间隔,且可合并有接续图像撷取之间的适宜的时间延迟。像素分辨率和/或像素面积指用以捕捉ROI图像的像素数目。例如,可以降低的640像素x 512像素分辨率撷取某一尺寸为6.4mm x 5.12mm的ROI整个范围,与之对照,通过设定2x 2高分辨率像素作为一个经修饰的低分辨率像素,获得1280像素x 1024像素的高分辨率。这个例子中,成像面积保持相同。又,仅640x 512连续高分辨率像素可用以获得四分之一程度的ROI。这个例子中,像素分辨率仍高,但成像面积(或像素面积)减小。

[0097] 第五步骤950是在第四步骤940中评估的照明参数下撷取ROI的一个或多个图像。

[0098] 第六步骤960是存储在第五步骤950中撷取的图像用于后续处理。某些具体实施例中,所撷取的这些图像可本地存储在OID 100(如,RAM、磁或固态硬盘技术、闪存盘技术、或光盘技术)上。某些具体实施例中,所撷取的这些图像远程存储在外部存储装置上。某些具体实施例中,所撷取的这些图像可临时存储在OID 100上。可使用永久性或临时性嵌入OID 100中的存储元件实现本地存储。远程存储包括使用数据传输通道。

[0099] 第七步骤970是确定额外的图像是否必须在不同设定下(如,在不同的照明形态、调节参数或ROI下)获得。一个具体实施例中,撷取视网膜的反射图像后,将照明模块110调节为绿色或红色激光照明,以令OID能实施LSCI。对于想要的的应用,如需要者重复第三步骤930至第六步骤960。

[0100] 最终步骤980是处理第五步骤950中撷取的图像。某些具体实施例中,这最终步骤980由下述一者或多者组成:

[0101] 处理LSCI。散斑对比度可计算为相邻像素中像素强度的标准偏差与平均值的比。像素P的相邻像素可衍生自空间和时间域的一者或两者,换言之,包含相邻者的像素可与像素P在空间上相邻,或包含相邻者的像素可位于与P相同的位置但位于邻近(及时)图像帧内,或包含相邻者的像素可位于相同帧内和相邻帧内与像素P空间相邻位置上。该散斑对比度值也可在空间上或时间上平均。相邻者可能是空间上各向同性,其中,该相邻者在关于像素P的每一方向上可包含相同数量的像素或各向同性,其中,该相邻者优先在一个或多个方

向(如,沿着血管中血液流动方向,或沿着血管轴向)内定向。(1)中揭示了所中选择相邻者和计算激光散斑对比度的途径。该散斑对比度可用来,举例而言:

[0102] 在健康情况下如(2)中对于脑脉管系统而揭示的,以及在不正常情况下如(3)中对于皮肤脉管系统而揭示的,获得眼中血管的高分辨率图像;

[0103] 如(4)中对于脑脉管系统而揭示的,获得眼中血流量的图像;以及

[0104] 如(5)中对于脑肿瘤脉管系统而揭示的,获得眼部一个或多个组织中微血管密度的图像。

[0105] 用一种或多种LSCI、光谱和荧光图像的组合来提取特征。这一处理方法可包括:

[0106] 使用基于强度的阈值、脊线检测或脊线跟踪算法进行血管分割;

[0107] 在被分割的血管上使用形态学操作提取血管中心线;

[0108] 使用边缘检测技术或脊线检测技术评估直径,如(6)中揭示的用于脑/脑膜血管的技术;

[0109] 使用光谱图像(其中,动脉和静脉具有不同的光吸收性质)与LSCI图像(其中,动脉和静脉具有不同的血液流速)的组合区分动脉与静脉。

[0110] 先前揭露的任一处理方法为(7)和(8)。

[0111] 所撷取图像的彼此登记。可对同一ROI的多个图像进行所示登记,如(9)中所执行的用于减轻运动伪像对于LSCI的效果;或用于相邻ROI的图像以构建更大ROI的镶嵌或全景视图。所撷取图像的弊端登记可在激光散斑对比度技术之前实现,但散斑对比度的间歇性计算可促进对有益于登记的特征的鉴证,如(9)中所揭示。

[0112] 光谱成像。这一处理方法包括使用数学函数(如,加法、减法、标量乘法、和幂函数)的组合,以像素方式或特征方式将在不同照明下获得的图像合并。进行处理前,可基于图像或图像堆栈内强度值的平均或特定百分率将图像规范化。

[0113] 某些具体实施例中,这最终步骤980由下述组成:准备第五步骤950中撷取的图像,用于显示在OID 100或外部显示装置(如,智能手机、平板电脑、笔记本电脑、或其它计算平台)上。某些具体实施例中,这最终步骤980由下述组成:传输第五步骤950中撷取的图像,用于在外部计算平台上进一步处理。某些具体实施例中,这最终步骤980由上述处理方法的组合组成。某些具体实施例中,经处理的图像本地存储在OID 100上或存储在外部计算平台上或其组合上。

[0114] 图10是例示性说明使用OID 100撷取、处理、存储和显示所获图像的方法的流程图。这一具体实施例中,第一步骤1010是选择成像模式,包括下述的一者或多者:

[0115] 激光散斑对比度成像。

[0116] 光谱成像。

[0117] 反射成像。

[0118] 荧光成像。

[0119] 第二步骤1020是触发使用第一步骤1010中选择的一种或多种成像模式撷取一个或多个图像。第二步骤1020中,一个或多个图像的撷取可手动、半自动或自动触发。

[0120] 第三步骤1030是处理所撷取的图像。某些具体实施例中,这第三步骤1030由下述一者或多者组成:

[0121] 处理LSCI。散斑对比度可计算为相邻像素中像素强度的标准偏差与平均值的比。

像素P的相邻像素可衍生自空间和时间域的一者或两者,换言之,包含相邻者的像素可与像素P在空间上相邻,或包含相邻者的像素可位于与P相同的位置但位于邻近(及时)图像帧内,或包含相邻者的像素可位于相同帧内和相邻帧内与像素P空间相邻位置上。该散斑对比度值也可在空间上或时间上平均。相邻者可能是空间上各向同性,其中,该相邻者在关于像素P的每一方向上可包含相同数量的像素或各向同性,其中,该相邻者优先在一个或多个方向(如,沿着血管中血液流动方向,或沿着血管轴向)内定向。(1)中揭示了所中选择相邻者和计算激光散斑对比度的途径。该散斑对比度可用来,举例而言:

[0122] 在健康情况下如(2)中对于脑脉管系统而揭示的,以及在不正常情况下如(3)中对于皮肤脉管系统而揭示的,获得眼中血管的高分辨率图像;

[0123] 如(4)中对于脑脉管系统而揭示的,获得眼中血流量的图像;以及

[0124] 如(5)中对于脑肿瘤脉管系统而揭示的,获得眼部一个或多个组织中微血管密度的图像。

[0125] 使用一种或多种LSCI、光谱和荧光图像的组合来提取特征。这一处理方法可包括:

[0126] 使用基于强度的阈值、脊线检测或脊线跟踪算法进行血管分割;

[0127] 在被分割的血管上使用形态学操作提取血管中心线;

[0128] 使用边缘检测技术或脊线检测技术评估直径,如(6)中揭示的用于脑/脑膜血管的技术;

[0129] 使用光谱图像(其中,动脉和静脉具有不同的光吸收性质)与LSCI图像(其中,动脉和静脉具有不同的血液流速)的组合区分动脉与静脉。

[0130] 先前揭露的任一处理方法为(7)和(8)。

[0131] 所撷取图像的彼此登记。可对同一ROI的多个图像进行所示登记,如(9)中所执行的用于减轻运动伪像对于LSCI的效果;或用于相邻ROI的图像以构建更大ROI的镶嵌或全景视图。所撷取图像的弊端登记可在激光散斑对比度技术之前实现,但散斑对比度的间歇性计算可促进对有用于登记的特征的鉴证,如(9)中所揭示。

[0132] 光谱成像。这一处理方法包括,使用数学函数(如,加法、减法、标量乘法、和幂函数)的组合,以像素方式或特征方式将在不同照明下获得的图像合并。进行处理前,可基于图像或图像堆栈内强度值的平均或特定百分率将图像规范化。

[0133] 第四步骤1040是确定所撷取图像的是否存储在OID 100之外。如果在第四步骤1040中选择远程存储所撷取的图像,则下一步骤1045是将一个或多个所撷取和/或处理的图像传输至远程存储装置。

[0134] 第五步骤1050是将一个或多个所撷取和/或处理的图像存储在所选择的存储位置。某些具体实施例中,所选择的存储位置永久或临时包埋在OID 100中。某些具体实施例中,所选择的存储位置是一个或多个外部存储系统,包括,例如,智能手机、平板电脑、笔记本电脑、云计算系统(如,远程患者监控系统或移动疾病管理系统)、或其它计算平台(如,台式电脑或网络服务器)。OID 100可经由有线工具和无线工具的组合连接至一个或多个所选择的存储位置。

[0135] 第六步骤1060是显示所撷取和/或处理的图像用于使用者回顾。该显示器可由嵌入OID 100的一个或多个液晶显示(LCD)屏或其等价物或嵌入外加系统(如,智能手机、平板电脑、笔记本电脑或其它计算平台)的类型屏幕组成。第六步骤1060可包括使用显示软件,

以促进所撷取和/或处理图像的可视化或允许使用者操控所撷取和/或处理的图像。

[0136] 对于第一步骤1010中选择的每一成像模式,可依序或同步重复第二步骤1020至第六步骤1060。

[0137] 图11是例示性说明一种分析图像的方法的流程图,该图像使用OID 100获得并存储在用于疾病进展评估和管理的电子患者记录系统中。这一具体实施例中,第一步骤1110是选择待分析的患者记录。第二步骤1120是选择一个或多个存储在该患者记录中的图像(I0至IN)用于进一步分析。一个具体实施例中,使用OID以LSCI模式获得所选择的用于分析的图像。第三步骤1130是选择一个或多个自诸如LSCI、光谱、反射和荧光图像的一种或多种的组合提取的参数(PX至PY)。参数PX至PY的实例是血流量、血管直径、微血管密度、和血氧。第四步骤1140是选择显示偏好用于呈现该分析的输出。第五步骤1150是触发对第二步骤1120和第三步骤1130中选择一个或多个图像和/或参数的分析。下一步骤1160使用来自第四步骤1140显示偏好的信息,以确定是否以叠放格式显示该等图像。下一步骤1161使用来自第四步骤1140显示偏好的信息,以确定是否以叠放格式显示参数。如果第四步骤1140中选择的显示偏好,下一步骤1162和1163是将该等参数值和图像堆栈与通过该等图像导航的界面和用于选择/去选择待渲染参数的界面一起渲染。如果来自第四步骤1140的显示偏好并不包括图像叠放选项,下一步骤1170是令该等参数值与用于选择/去选择待渲染参数的界面一起渲染。如果来自第四步骤1140的显示偏好包括图像叠放选项但不包括参数显示选项,则下一步骤1163是另该等图像图具有渲染的参数值。最终步骤1190是基于一个或多个经分析的图像和/或参数,手动、半自动或自动触发治疗。一个具体实施例中,最终步骤1190由建议使用者改变具体药物疗法或实施某些其它治疗步骤的建议组成。另一具体实施例中,最终1190由允许使用者触发自动治疗或过程(如,电子处方)的建议组成。另一具体实施例中,最终步骤1190由控制治疗机制(如,激光凝固)的自动化信号组成。

[0138] 图12A和图12B和合并OID 100的疾病监控/管理系统1200的多个具体实施例的示意图。如图12A中所示,疾病监控/管理系统1200和合并有一个或多个传感器、处理器、存储单元、界面、和数据通讯机制,且可用于促进通过远程接收器监控患者或管理一种或多种疾病(如,糖尿病、高血压、DR、HR、ROP、AMD、视网膜脱落、青光眼、白内障、脉络膜新生血管生成)的诊断或治疗的目的。一个具体实施例中,疾病监控/管理系统1200设计为用于管理糖尿病,且包括OID 100和其它糖尿病传感器1210(如,血糖仪、连续葡萄糖监控器、输液泵、体重计、运动传感器、食物消耗传感器、电子期刊、EHR、和实验室信息系统(LIS))。来自这些传感器100和1210的数据(如,血糖测量值、血红蛋白A1c值、卡路里消耗、体育活动、重量、高度、年龄、性别、社会及经济地位)和自其衍生的数据可记录在存储单元1220(如, RAM技术、磁或固态硬盘技术、闪存盘技术、或光盘技术)中。可如需要者自存储单元1220检索全部存档数据或任意部分,通过分析单元1230进行任意组合处理,通过显示/存取单元1250呈现给使用者,并通过通讯单元1240转移至外部装置(如,用于存储、显示或处理)。

[0139] 存储单元1220可嵌入一个或多个存储单元中,包括EHR系统、图片存档和通讯系统(PACS)、OID 100、或疾病监控/管理系统1200中的任何传感器。

[0140] 分析单元1230可嵌入一个或多个硬件或软件装置中,该装置包括EHR系统、图片存档和通讯系统(PACS)、OID 100、或疾病监控/管理系统1200中的任何传感器。分析单元1230可处理任何或全部数据或衍生数据。一个具体实施例中,用于确定触发事件的数据分析

(如,糖尿病视网膜病变的风险)包括下述的任意组合:视网膜中血流量、一个或多个视网膜ROI中的血管密度、视网膜中血管直径、一个或多个视网膜ROI中的血管直径比、血管是动脉或静脉的分类、血糖测量、血压、体育活动、卡路里消耗、视网膜图像、和实验室测试结果。

[0141] 通讯单元1240可由任何能将数据无线或经有线连接传输至另一计算平台的远程通讯装置组成,该另一计算平台包括智能手机、传呼机、笔记本电脑或个人电脑、传真机。某些具体实施例中,使用通讯单元1240将数据与衍生数据(如,已经衍生自数学处理数据的信息)一起传输,包括聚合数据的索引、图像覆盖、自部分或全部数据生成的报告、以及基于对该数据或衍生数据生成的警告或其它注意事项。某些具体实施例中,疾病监控/管理系统1200使用通讯单元1240将消息传输至患者、看护人、保健提供者、或家庭成员。该消息所采取的心声为电子邮件、即时消息、短信服务(如,文字消息)、电话、传真、传呼服务(即,传呼机)、直接邮件(即,邮政服务)和个人通讯的一种或多种。该消息可由接收者定制。例如,如果接收者为医生或保健提供者,则该消息可以是将患者叫到办公室进行面谈,或致电另一提供者获得更多信息。如果该消息发给患者,则该消息可以是致电提供者以预约或告知患者疾病风险(如,糖尿病视网膜病变的发病)或需要改善他们疾病管理的某些方面(如,改善锻炼、肥胖或用药依从性)。该消息也可自身具有教育意义(如,关于该疾病的一般信息)。该消息可自动触发另一装置(如,EHR或计算机化医嘱录入系统)中的事件。这一事件可以是,例如,设定医院调度系统中患者的预约或推荐疾病管理方案的具体改变。该消息可源自疾病监控/管理系统1200中的任何装置,包括OID 100、EHR、或血糖仪。

[0142] 显示/存取单元1250可由硬件和软件系统的一个或多个组合组成,该硬件和软件系统设计为运行使用者存取和/或将数据或衍生数据可视化,包括OID 100、基于网络的应用/门户、移动软件应用、独立的软件应用、嵌入EHR系统的软件应用、或嵌入另一装置的软件应用。

[0143] 图12B是一个或多个具体实施例的示意图,其含有OID 100、中央通讯/存储系统(如,EHR系统或PACS)1241、复数个患者传感器1210、和复数个使用者存取/显示装置1250。这一具体实施例中,OID 100含有一个或多个图像撷取单元1201,该单元含有一个或多个成像传感器,用于沿着成像路径135捕捉光并将其转换为电子格式;一个或多个存储单元1202,用于以电子格式临时或永久性存储所述反射的照明;一个或多个图像分析单元1203,用于处理和分析以电子格式存储的所述反射的照明;以及一个或多个通讯/数据传输单元1242,用于与中央通讯/存储系统1241进行双向通讯。这一具体实施例中,复数个患者传感器1210由一个或多个用于每天测量血糖值的血糖仪1211、一个或多个用于监控体育活动和卡路里消耗的行为传感器、和一个或多个用于与中央通讯/存储系统1241进行双向通讯的通讯/数据传输单元1244组成。这一具体实施例中,复数个使用者存取/显示装置1250由一个或多个可通过复数个计算平台(如,智能手机、台式电脑或笔记本电脑)存取的门户网站或仪表板1251、一个或多个通过复数个移动计算平台(如,智能手机或平板电脑)存取的移动应用1252、和一个或多个用于与中央通讯/存储系统1241进行双向通讯的通讯/数据传输单元1243组成。这一具体实施例中,一个或多个门户网站或仪表板1251和一个或多个移动应用1252,允许使用者观察通过中央通讯/存储系统1241存储或存取的多个患者记录和患者特异性数据。

[0144] 图13A、图13B和图13C例示性说明用于呈现和存取使用OID 100根据本课题技术各

种具体实施例生成的参数的各种具体实施例。图13A呈现使用OID 100生成的数据图。该数据可呈现为独立的数据点1314、趋势图1315、数据点值的改变1317和1318、或其组合。该数据可呈现为时间的函数1311,其中,自第一个点 t_0 1312至最后一个点 t_n 1313将每一数据点1314在时间系统、逆向时间系统或其它排序系统中依次连接作图。一个具体实施例中,数据点1314是使用具有LSCI功能性的OID 100所获视网膜ROI中具体血管的血管直径值。一个具体实施例中,数据点1314是使用具有LSCI功能性的OID 100所获视网膜ROI中具体血管的血流值。一个具体实施例中,数据点1314是使用具有反射成像功能性的OID 100所获视网膜ROI中具体血管的血管长度值。一个具体实施例中,数据点1314或趋势图1315呈现有超过一个血管或ROI的数据点或趋势图。嵌入OID 100或疾病监控/管理系统1200的算法可分析单一数据点1314或趋势1315,以确定血管或视网膜的功能性质或疾病或状况(如,糖尿病视网膜病变)的风险。一个具体实施例中,使用插值法来评估缺失的数据点,并使用基于趋势的外推法来评估尚未获得的数据点。在同一或另一具体实施例中,使用曲线拟合途径来发现并标记(防止丢失)看似异常的数据点。另一具体实施例中,该算法使用阈值1316来确定数据点1314的值是否表明诸如增加疾病或状况(如,糖尿病视网膜病变)的风险。另一具体实施例中,该算法使用两个连续数据点之间数据点值的彪悍来确定是否已经越过阈值。例如,可将线1317和1318的斜率与线1319的斜率比较,而后者作为斜率阈值用于确定数据点变化的显着性。可将线1317和1318的斜率彼此比较以确定该变化的显着性。可基于个体患者、患者群体数据库或某些其它基准预先确定阈值1316和1319。可自动或手动调节阈值1316和1319。图13B表示使用多个阈值,举例而言,来表征数据与所设置标准的一致性的程度。这一具体实施例中,某些数据点落入高度一致性区域1326,部分落入中等一致性区域1327,其它则落入低一致性区域1328。就阈值1316和1319而言,可基于个体患者、患者群体数据库或某些其它基准预先确定这些一致性区域1326、1327和1328,且这些区域可自动或手动调节。图13C表示使用多个阈值,举例而言,来将风险水平分级。这一具体实施例中,某些数据点落入最低风险水平1336,部分落入中等风险水平1337,其它则落入高风险水平1338。就阈值1316和1319而言,可基于个体患者、患者群体数据库或某些其它基准预先确定这些风险水平1336、1337和1338,且这些风险水平可自动或手动调节。

[0145] 提供前述说明书以令本领域技术人员能够实践本文中揭示的各种构想。尽管本课题技术已经参照各种图示和构想详细揭示,但应理解,这些仅用于例示性说明的目的,而不应用来限制本课题技术的范畴。

[0146] 可能存在多种其它途径来执行本课题技术。本文中揭示的多种功能和元件可能与所显示的有部分不同,但不悖离本课题技术的范畴。该领域技术人员将轻易明晰这些构想的多种修饰,且本文中定义的基本原则可用于其它构想。因此,该领域技术人员可对本课题技术作出多种变更和修饰,而不悖离本课题技术的范畴。

[0147] 应理解,所揭露的制程中步骤的具体次序或层级是例示性途径的例示性说明。基于设计偏好应理解,可重新安排制程中步骤的具体次序或层级。一些步骤可同步实施。所附方法主张以简单次序呈现多个步骤中的元素,且并不意味着限制呈现的具体次序或层级。

[0148] 短语如“一方面”并不暗示该方面对课题技术必不可少,或该方面用于本课题技术的全部构想。与一方面相关的公开可用于全部构想,或一个或多个构想。一个方面可提供本公开的一个或多个实施例。短语如“一方面”可指代一个或多个方面,反之亦然。短语如“一

个具体实施例”并不暗示该具体实施例对课题技术必不可少,或该具体实施例用于本课题技术的全部构想。与一具体实施例相关的公开可用于全部具体实施例,或一个或多个具体实施例。一个具体实施例可提供本公开的一个或多个实施例。短语如“一个具体实施例”可指代一个或多个具体实施例,反之亦然。短语如“一个构想”并不暗示该构想对课题技术必不可少,或该构想用于本课题技术的全部构想。与一个构想相关的公开可用于全部构想,或一个或多个构想。一个构想可提供本公开的一个或多个实施例。短语如“一个构想”可指代一个或多个构想,反之亦然。

[0149] 本文中,引领一系列以术语“和”或“或”分离任意项目的项目的短语“至少一个”,修饰作为整体的该列举而非所列举的每一成员(即,每一项目)。短语“至少一个”并不需要选择至少一个项目;而是,该短语允许下述意义:包括该等项目中任意一种为至少一个,和/或该等项目任意组合为至少一个,和/或每一项目为至少一个。举例来说,短语“至少一个A、B和C”或“至少一个A、B或C”各自指代仅A、仅B、或仅C;A、B和C的任意组合;和/或A、B、和C各自至少一个。

[0150] 本公开中使用的术语例如“顶部”、“底部”、“前部”、“后部”等应理解为指代任意参照系,而非通常的重力参照系。因此,顶部表面、底部表面、前部表面和后部表面可在重力参照系中向上、向下、对角或水平展开。

[0151] 再者,在术语“包括”、“具有”等用于说明书或权利要求书中的情境,这些术语倾向于包括与在权利要求中采用“包含”作为连接词时术语“包含”类似的解释方式。

[0152] 本文中使用的词“例示性”意指“作为实施例、实例或例示性说明”。无需将本文中作为“例示性”揭示的任何具体实施例理解为优选或由于其它具体实施例。

[0153] 本文中,术语“实时”应理解为意指事件或情况的即时瞬间,或事件或情况的即时瞬间加上用来作出相关测量、任意的计算等、以及对该测量、计算进行通讯等而流逝的短时间,其中,正在测量的事件或情况的状态大体上与不考虑流逝的时间区间的即时瞬间的状态相同。本语境中使用的“大体上相同”应理解为意指,该事件或情况的数据保留其对于在流逝时期后所获目标的可用性。

[0154] 除非特别说明,关于单数元件的表述并非指“一个且仅有一个”,而是“一个或多个”。阳性代词(如,他)包括阴性和中性(如,她和它),反之亦然。术语“一些”指代一个或多个。下划线和/或斜体标题和副标题仅用于方便区分,而非限制课题技术,且并不指代为与该课题技术说明书的诠释相关联。本公开中揭示的各构想元件的为该领域技术人员所知或即将为该领域技术人员所知的全部结构性和功能性等价物,通过引用而明确并入本文且倾向于被本课题技术所涵盖。此外,无论该公开是否明确列举于上述说明书中与否,本文揭露的内容无一倾向于公之于众。

[0155] 尽管已经揭示了本发明的某些方面和具体实施例,这些仅以实施例途径呈现,且并不欲限制本发明范畴。实际上,本文揭示的新颖方法和系统可以多种其它形式嵌入而不悖离其精神。所附权利要求书及其等价物倾向于覆盖这些形式或修饰,且将落入本发明范畴和精神内。

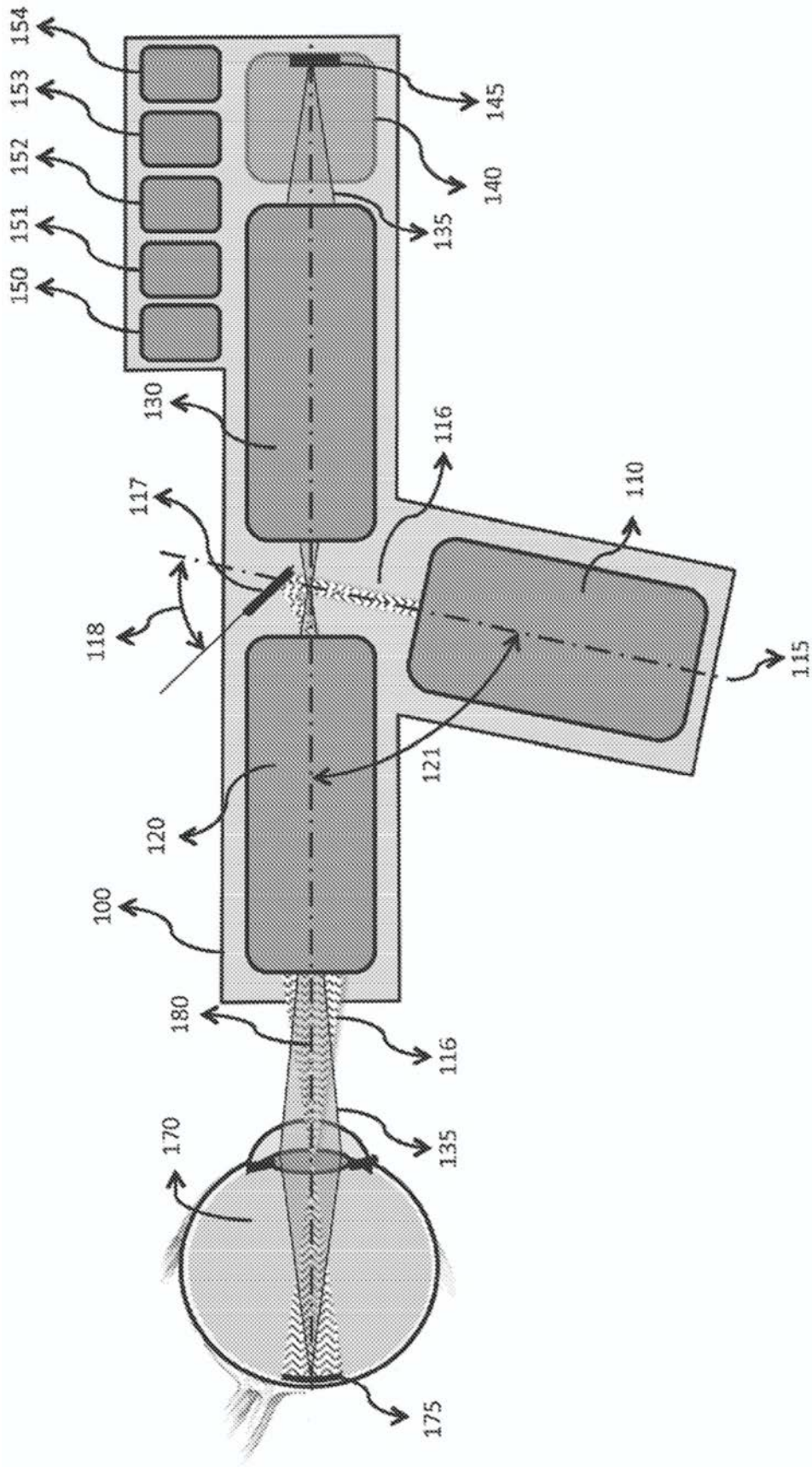


图1A

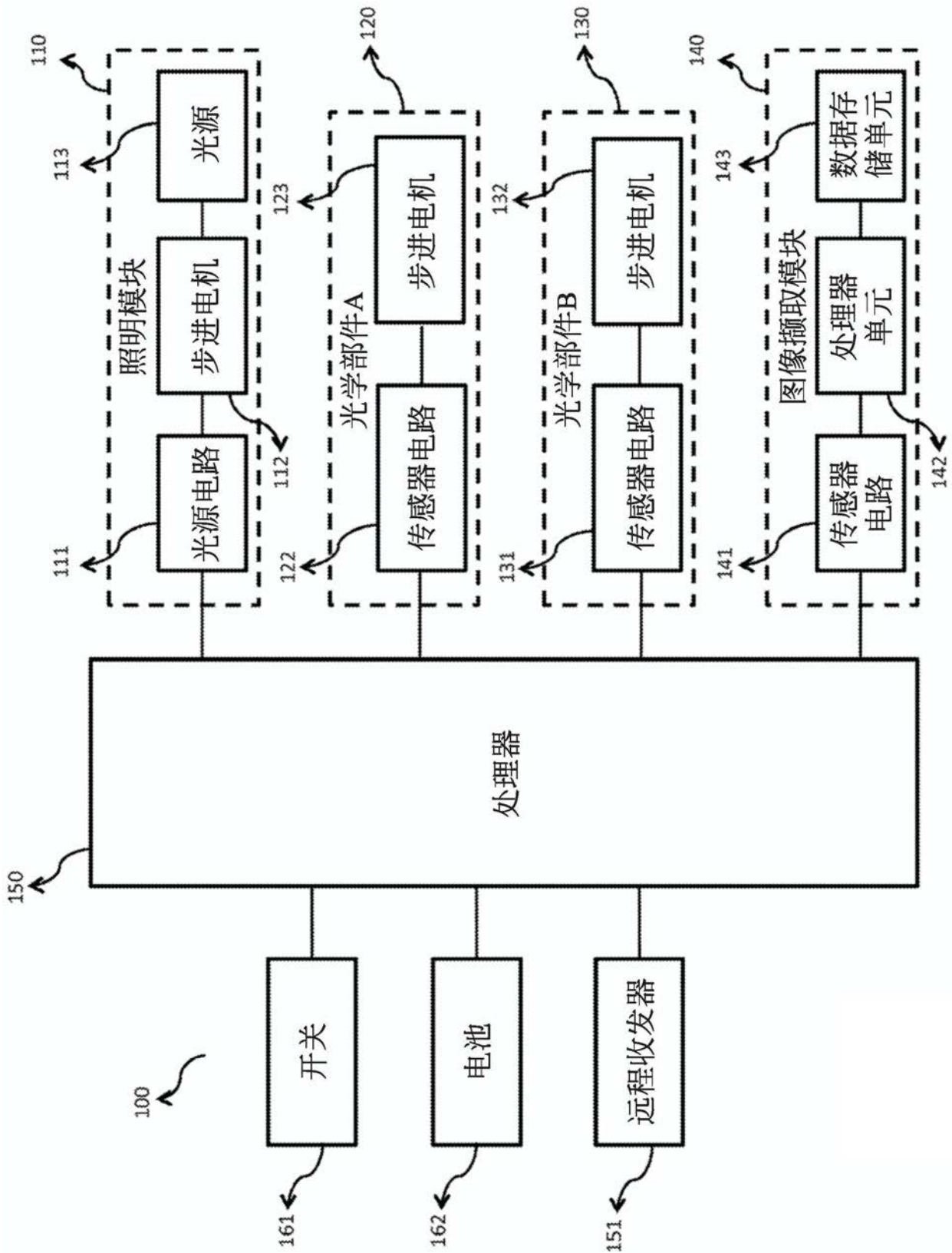


图1B

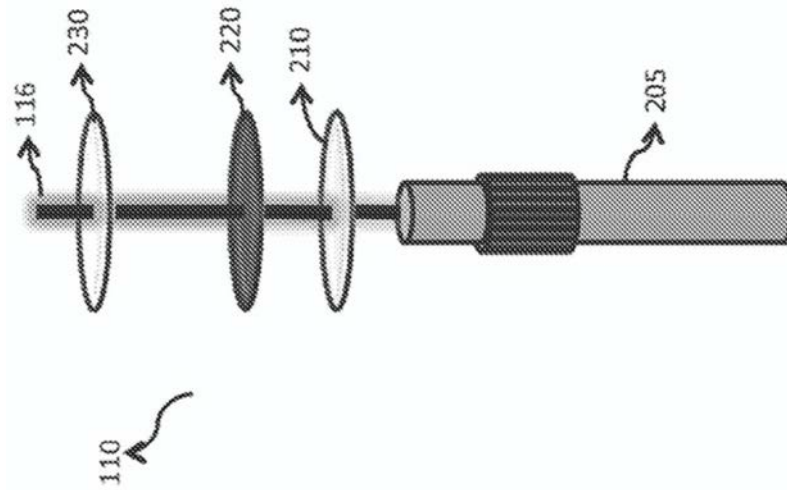


图2A

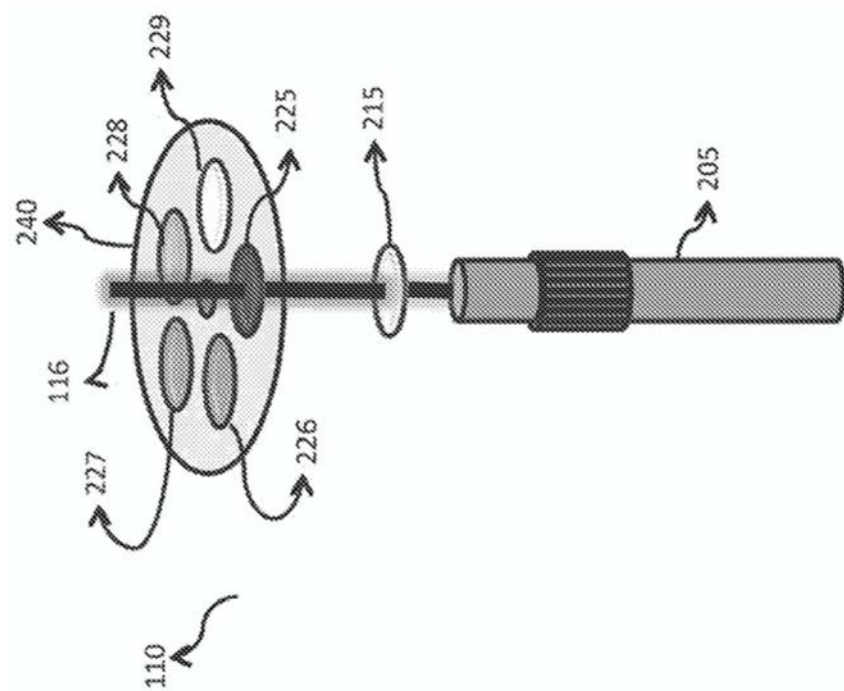


图2B

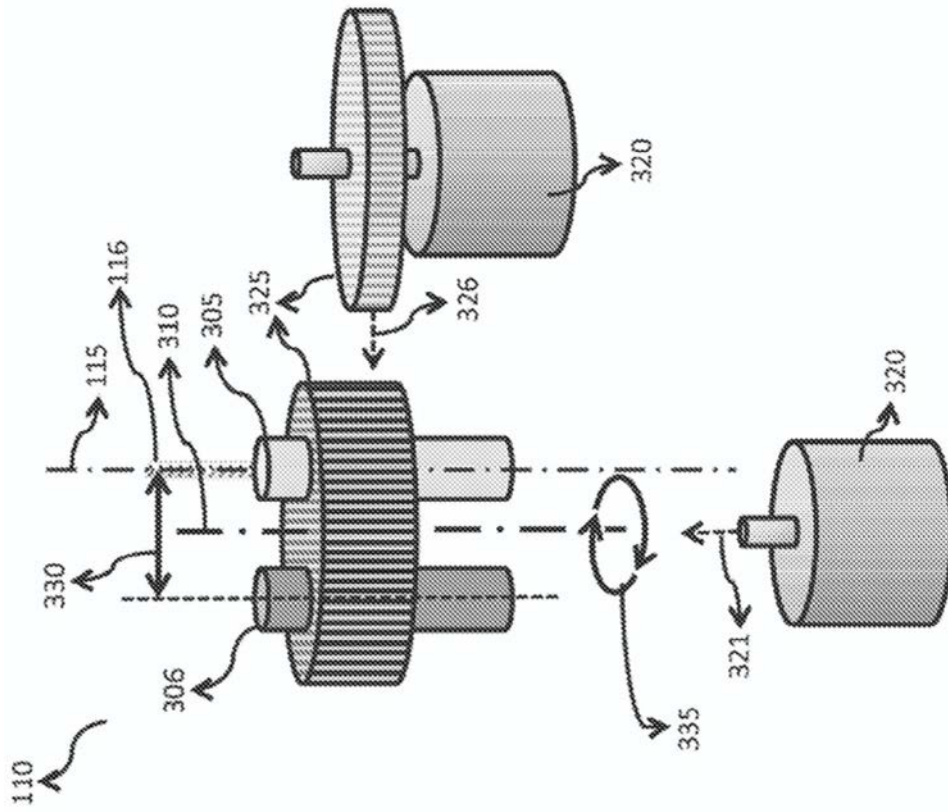


图3A

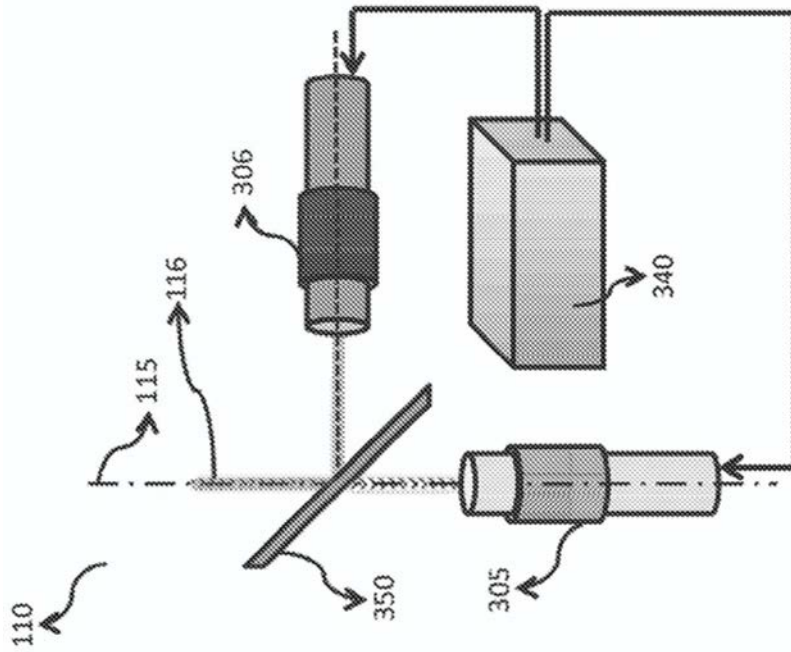


图3B

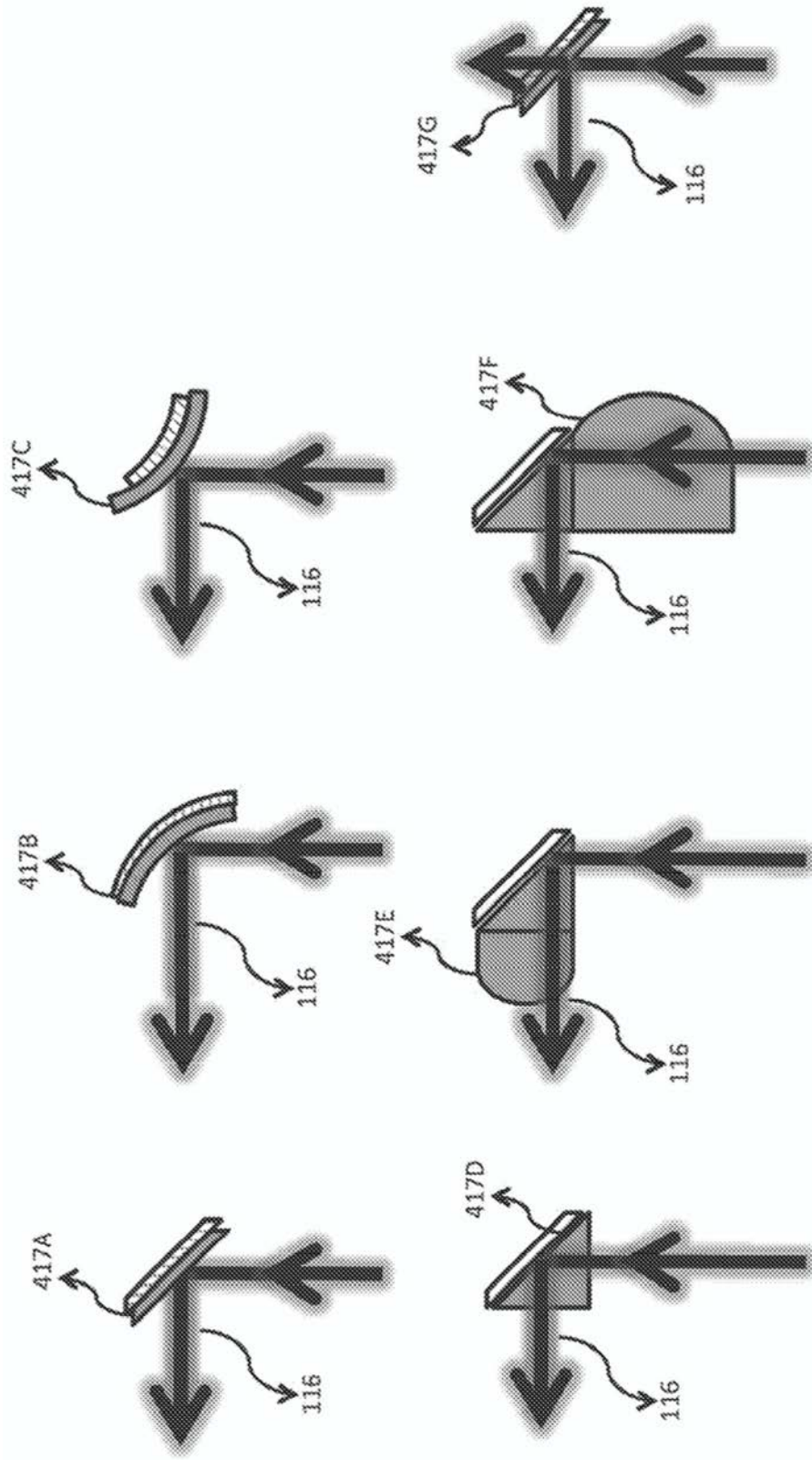


图4

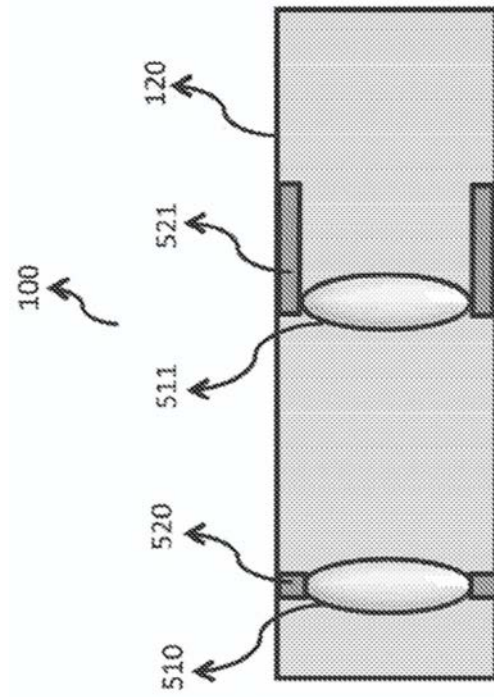


图5A

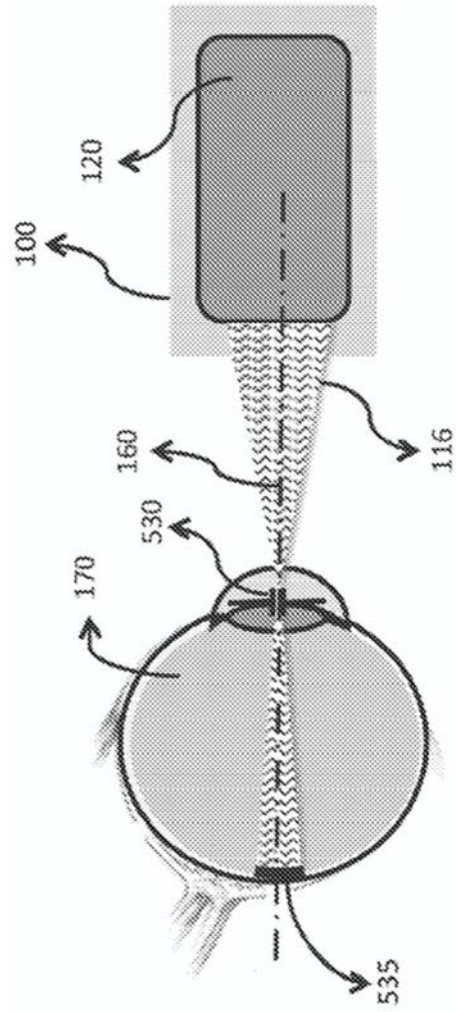


图5B

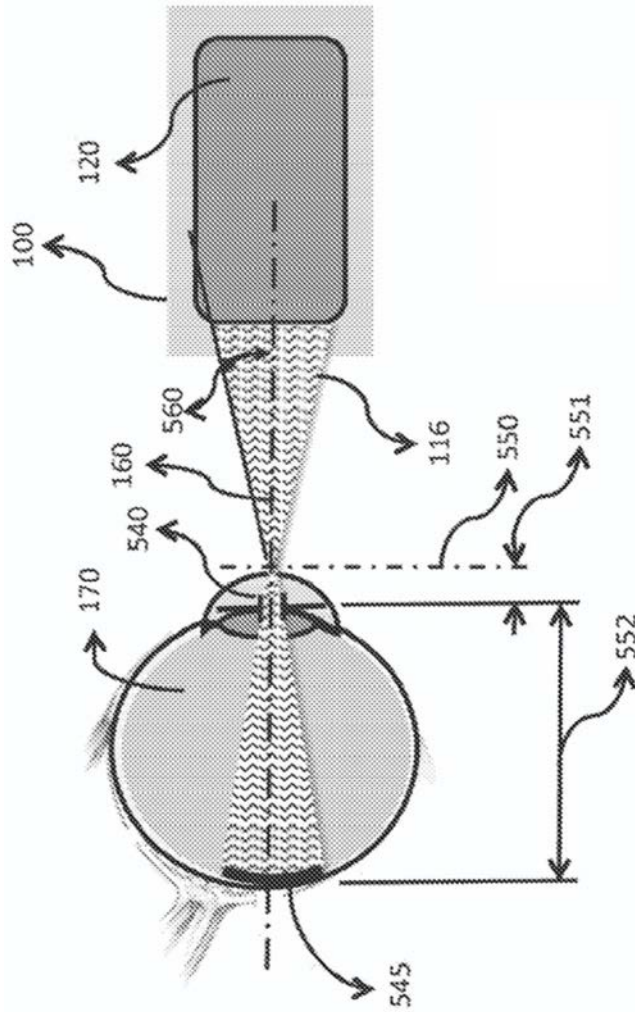


图5C

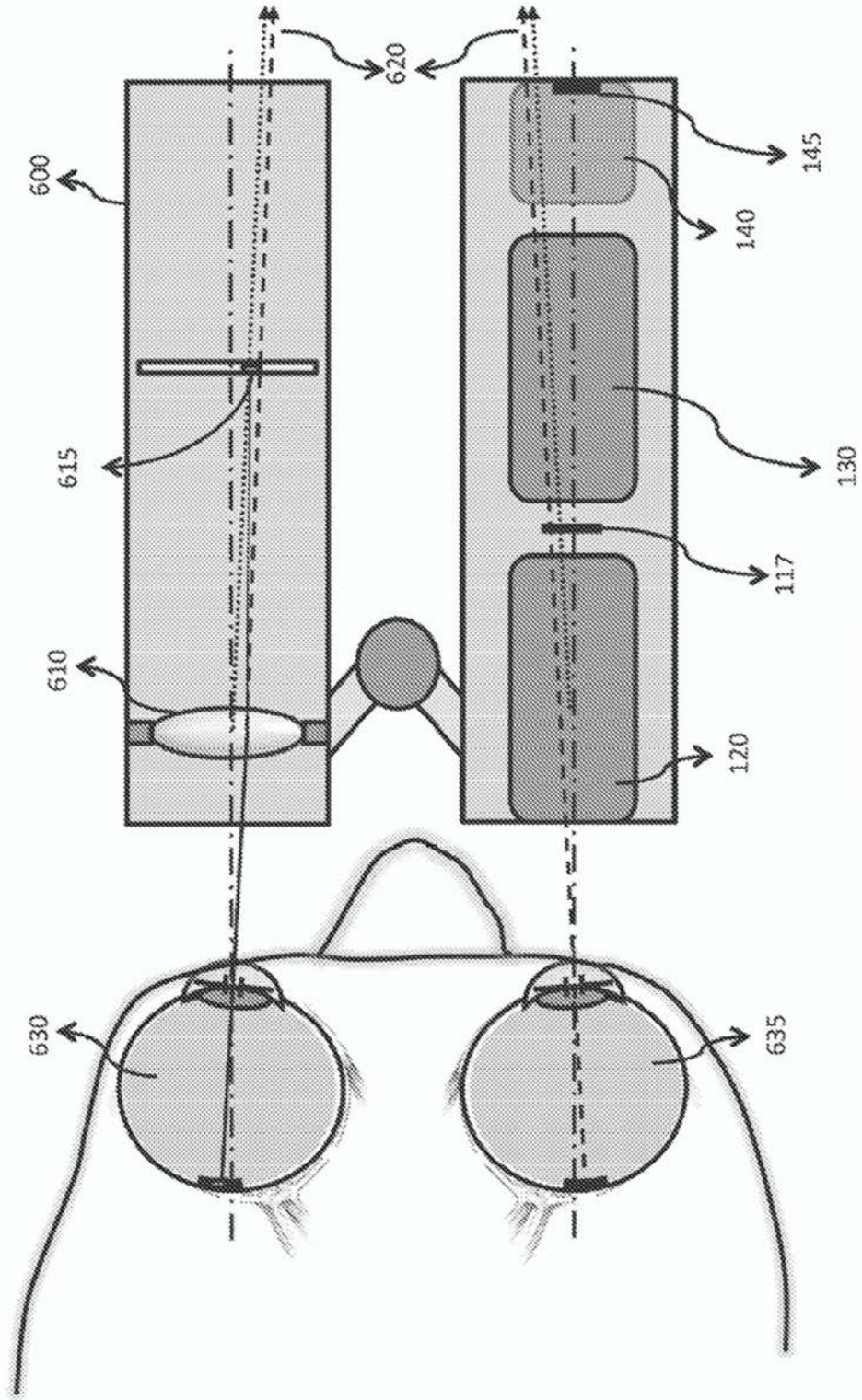


图6

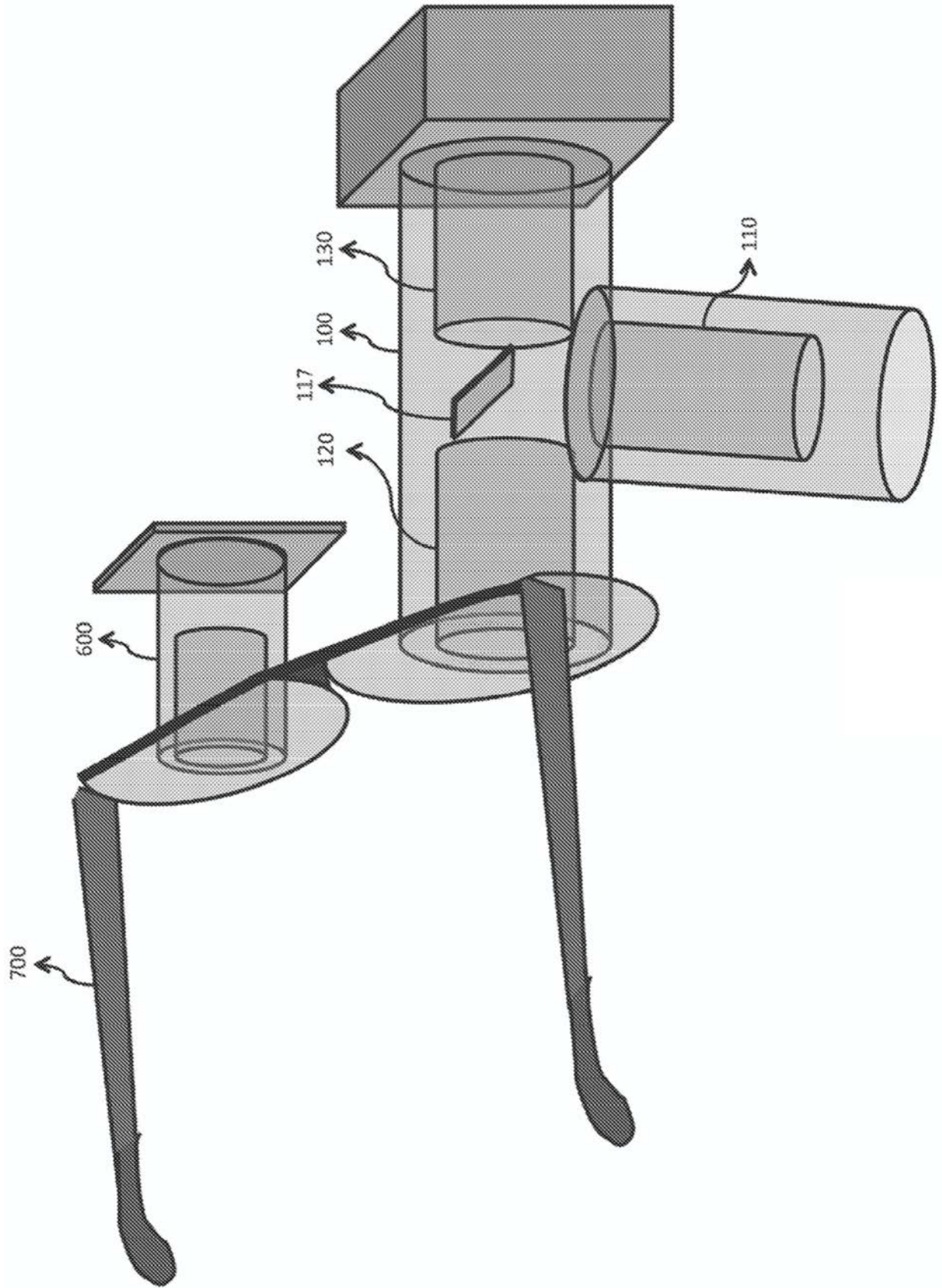


图7

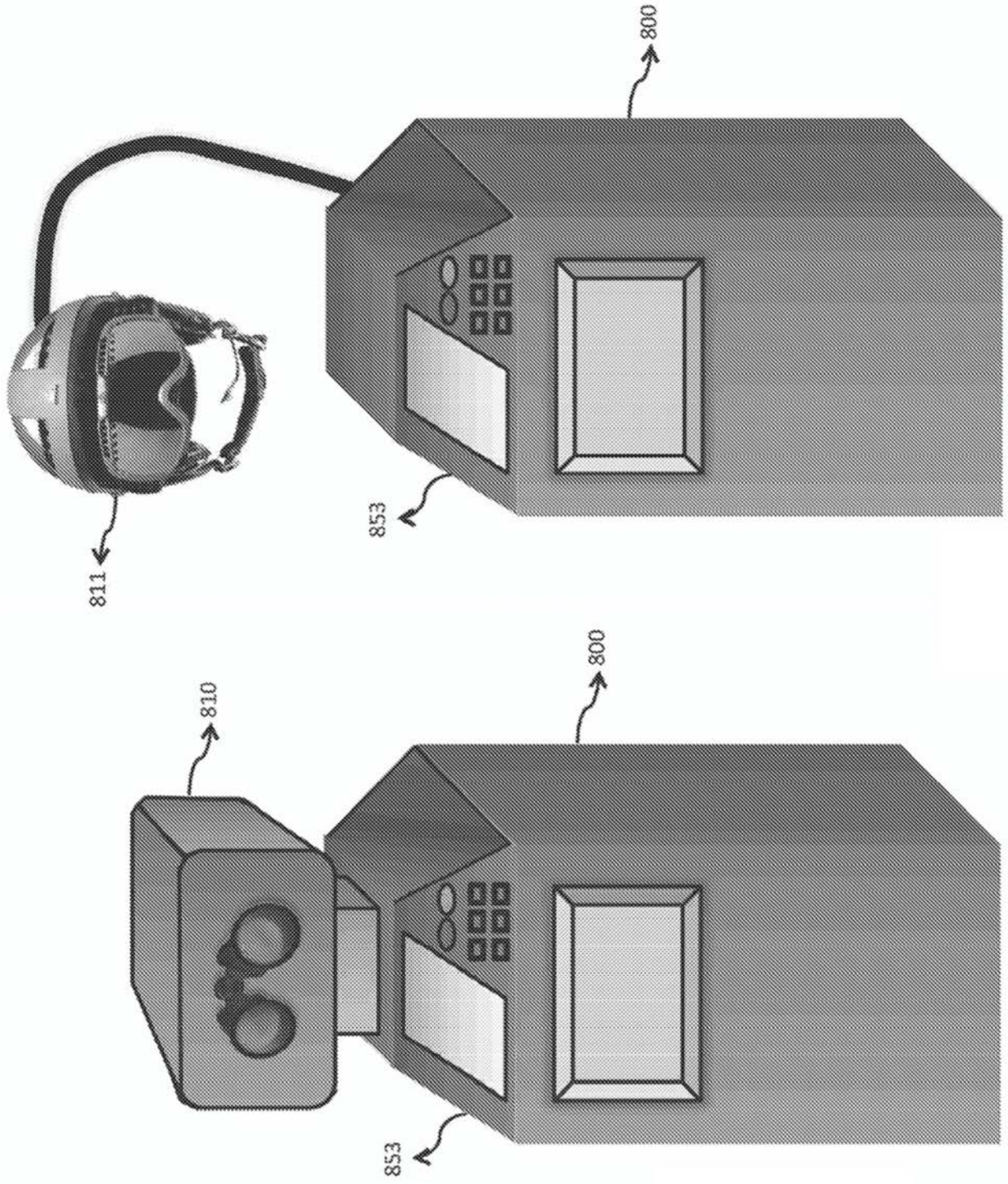


图8A

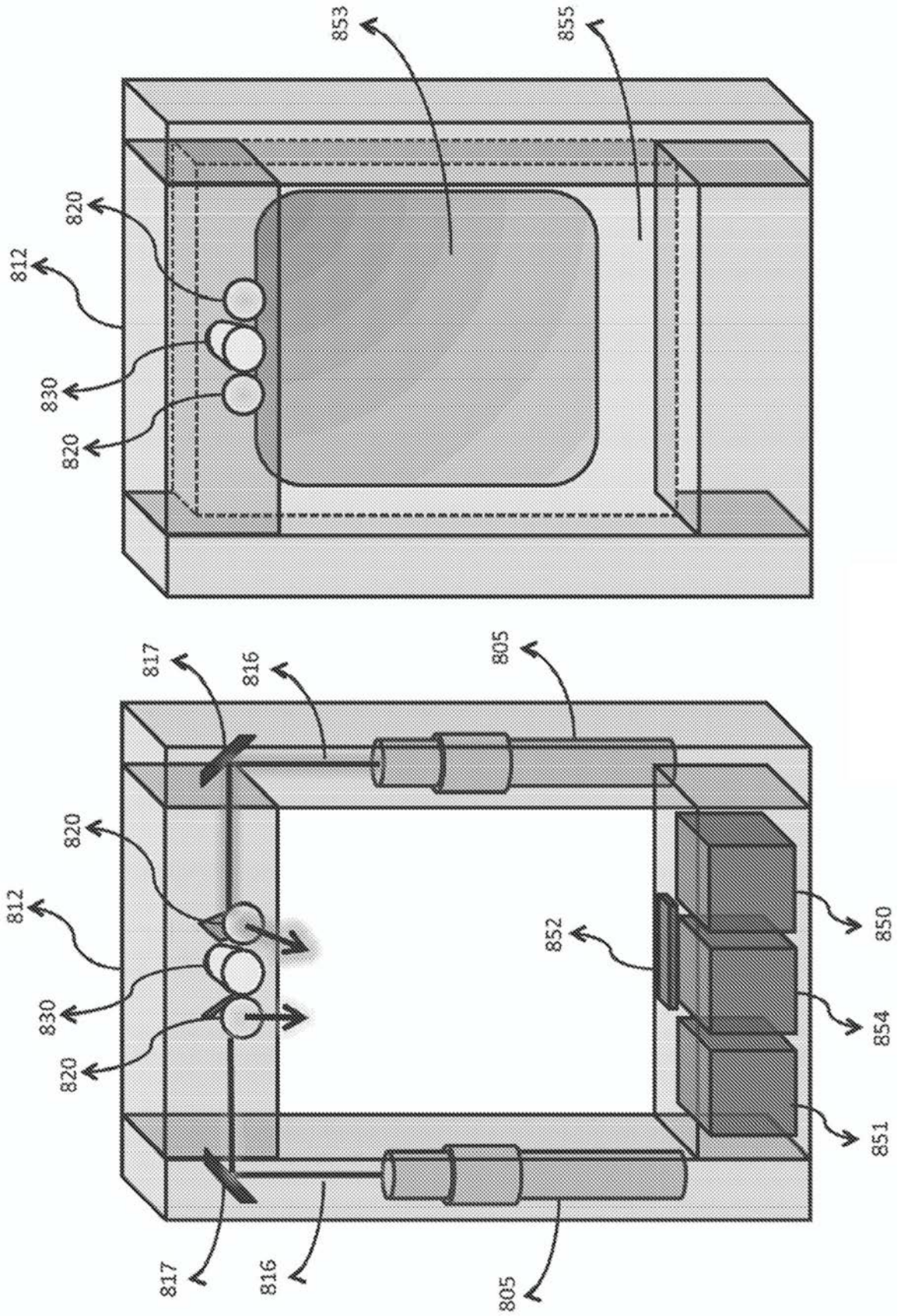


图8B

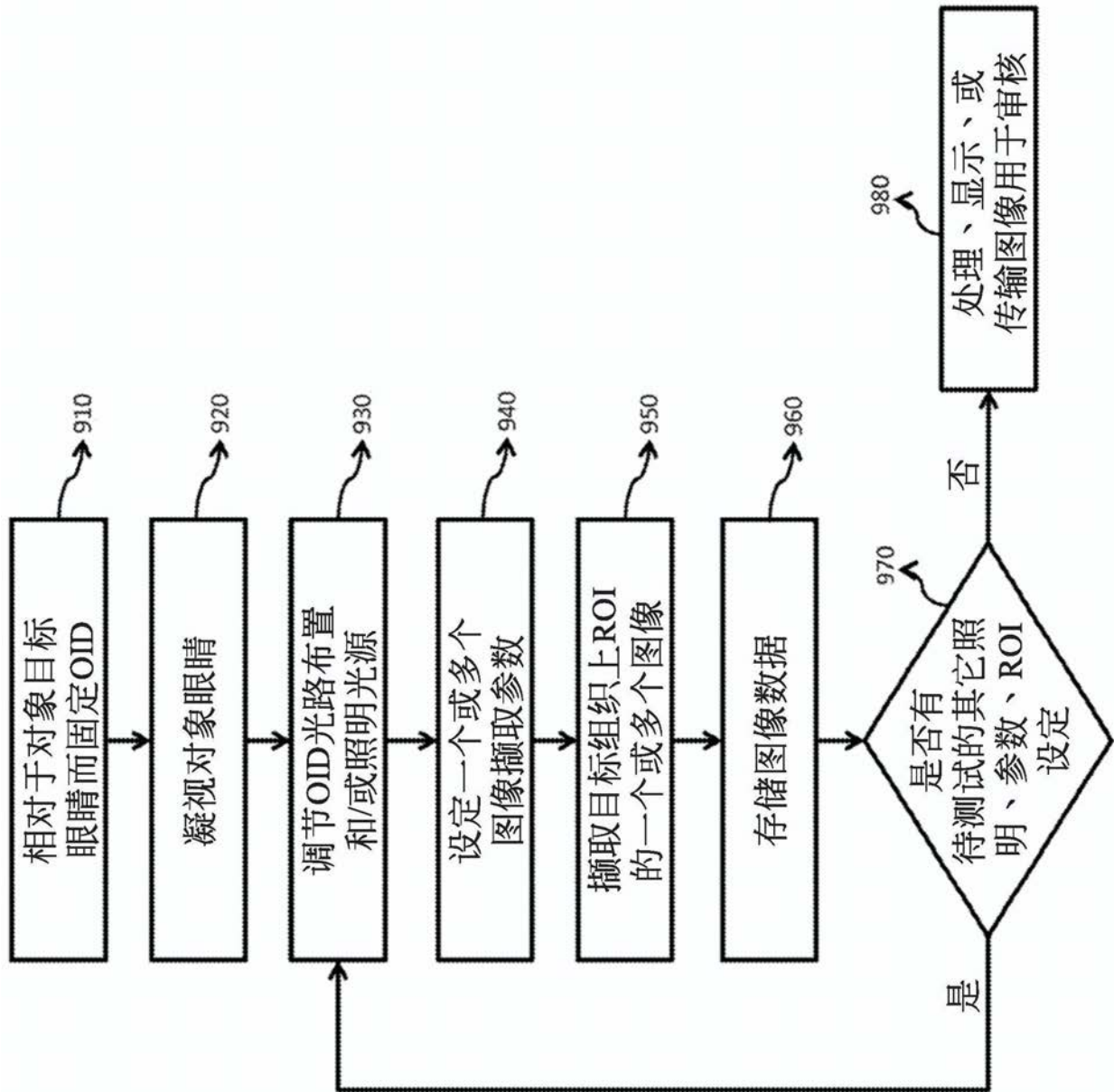


图9

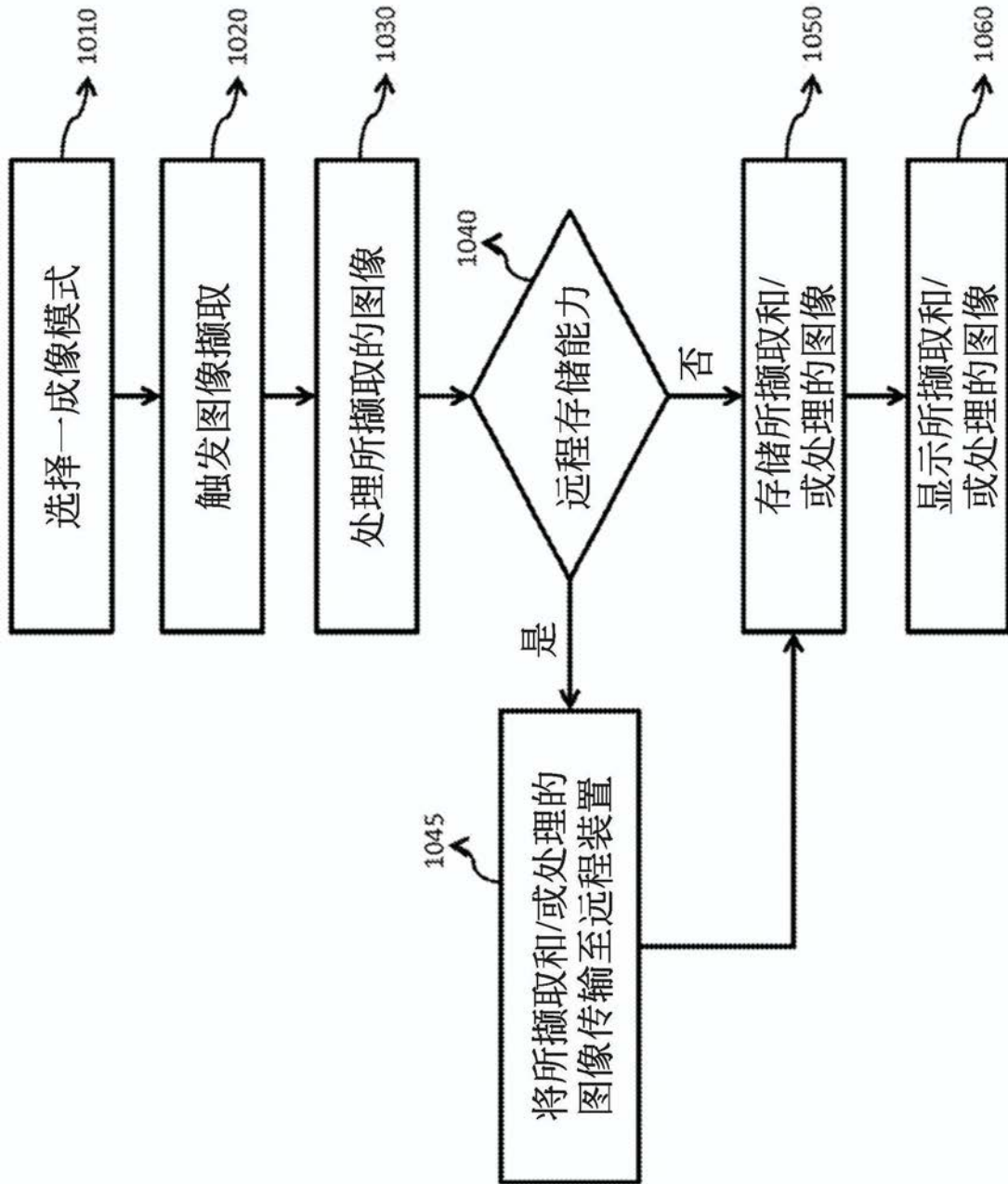


图10

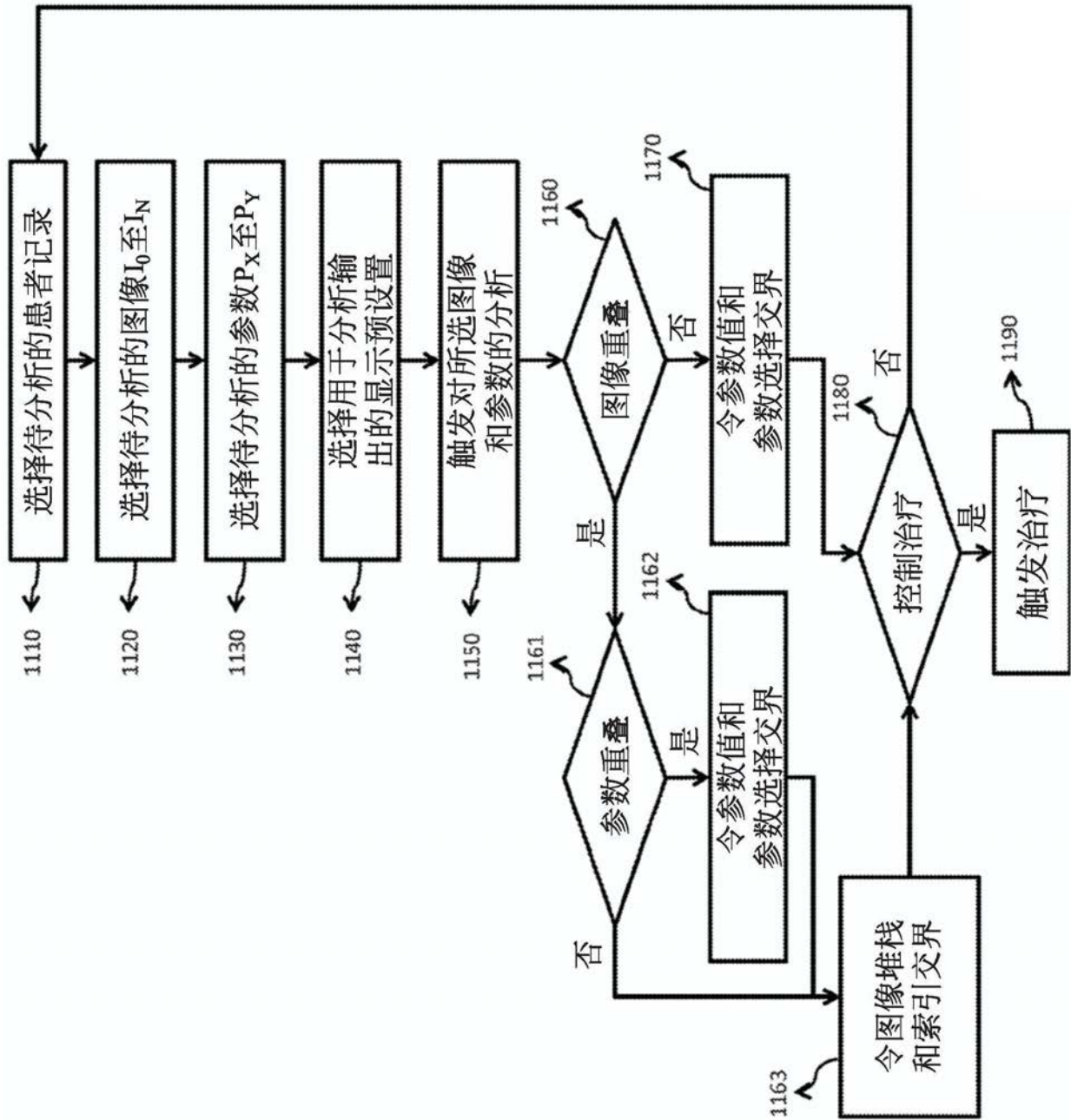


图11

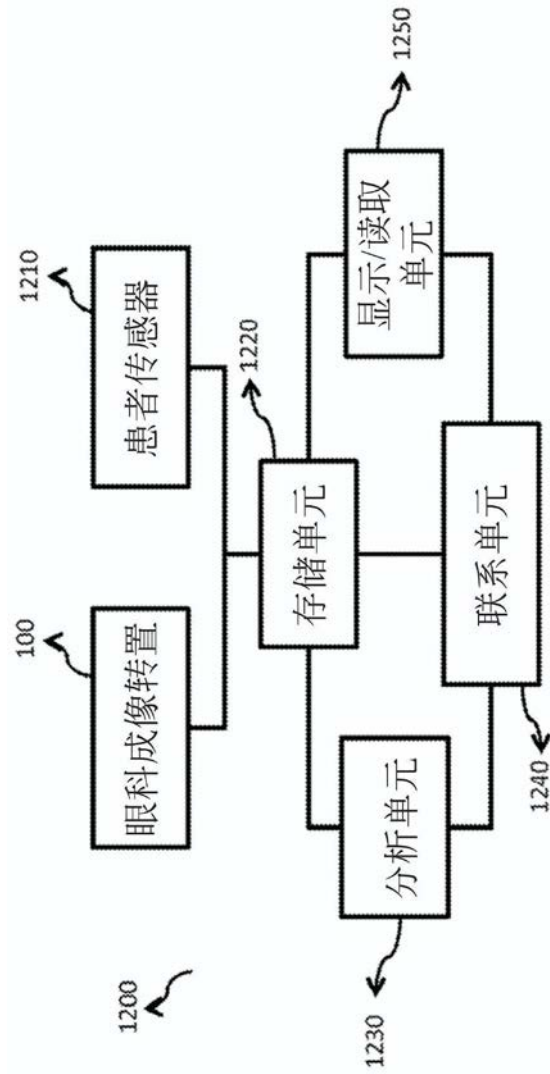


图12A

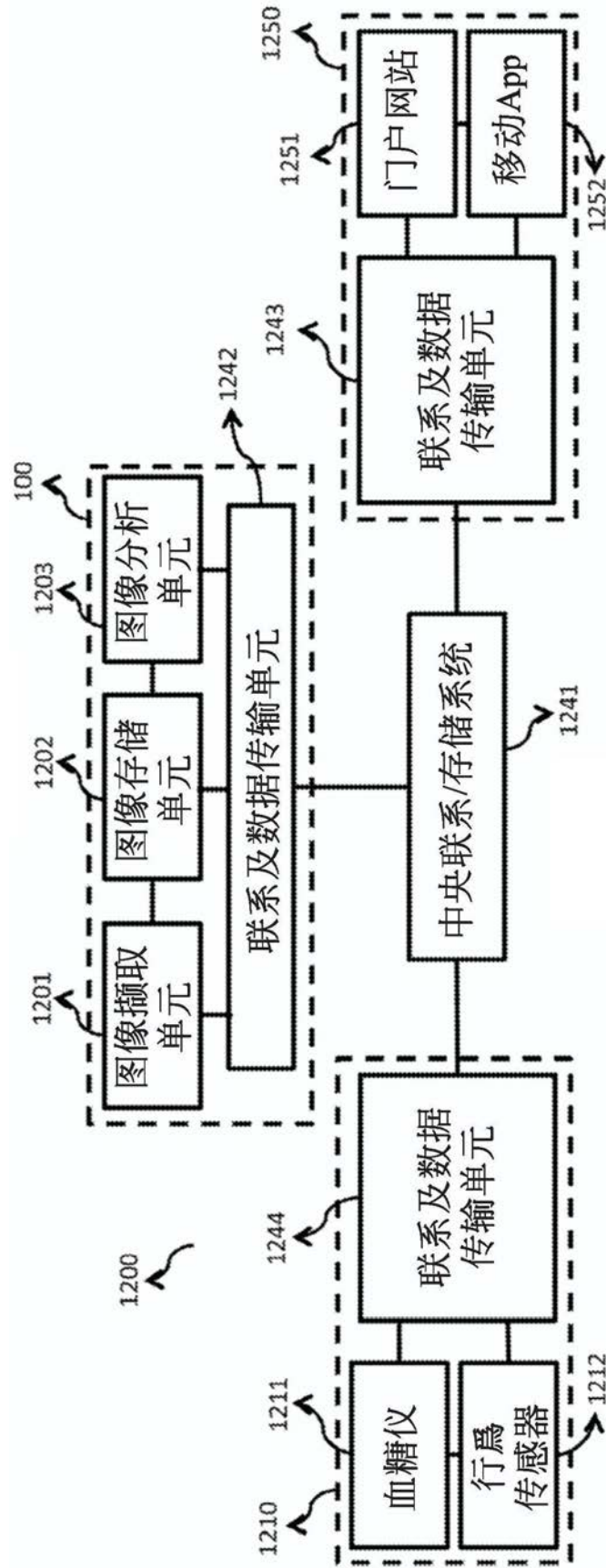


图12B

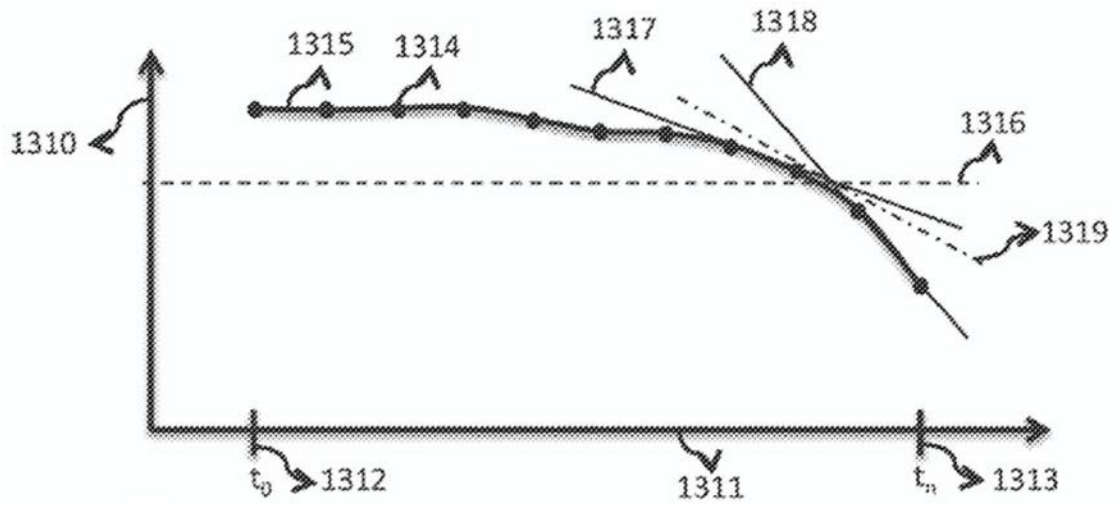


图13A

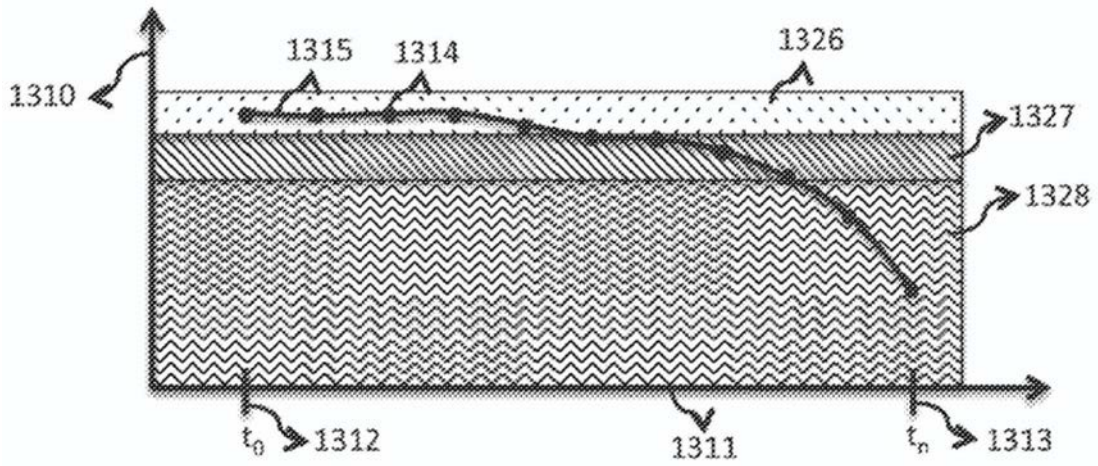


图13B

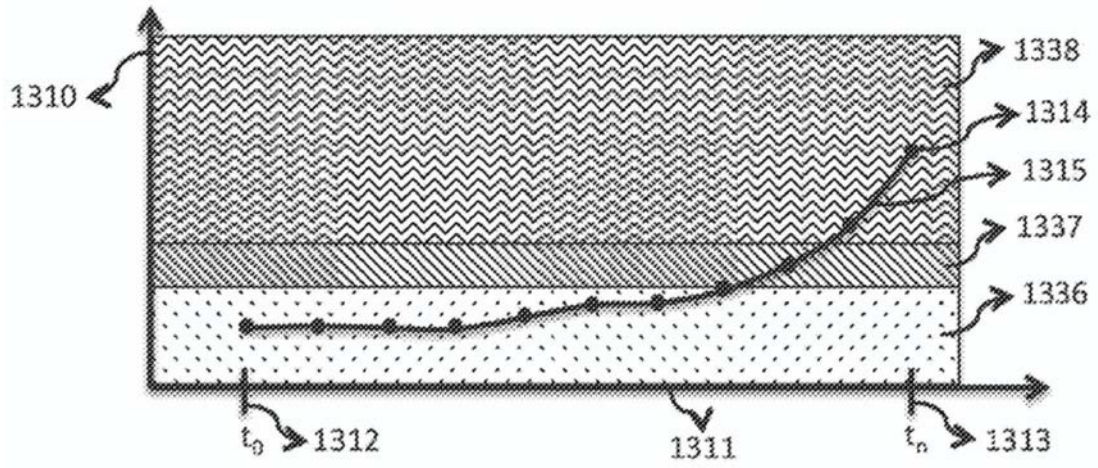


图13C

专利名称(译)	使用多种照明形态的眼科检查及疾病管理		
公开(公告)号	CN110338751A	公开(公告)日	2019-10-18
申请号	CN201910550430.3	申请日	2014-03-12
[标]发明人	A雷格 MJ布鲁克		
发明人	A·雷格 M·J·布鲁克		
IPC分类号	A61B3/12 A61B3/15 A61B3/18 A61B5/00 A61B5/02 G02B27/48 A61B3/14		
CPC分类号	A61B3/0008 A61B3/0083 A61B3/0091 A61B3/12 A61B3/1208 A61B3/1241 A61B3/152 A61B3/0025 A61B3/0033 A61B3/0041 A61B3/0075 A61B3/1233 A61B3/14 A61B3/18 A61B5/0013 A61B5/02007 A61B5/6803 A61B2560/0475 G02B27/48		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	61/788835 2013-03-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请涉及一种使用多种照明形态的眼科检查及疾病管理。具体而言，对眼部多个区域成像在临床诊断和治疗目的以及科学研究上都是重要的。大量临床状况的诊断依赖眼部多种组织的成像。本课题技术揭示了使用多种发光形态对眼睛后部和/或前部成像的方法和设备，其允许收集反射图像、光谱图像、荧光图像和激光散斑对比度图像的一种或多种。

