



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106726125 B

(45)授权公告日 2019.07.05

(21)申请号 201710194875.3

(22)申请日 2012.01.18

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106726125 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(62)分案原申请数据

201280067562.7 2012.01.18

(73)专利权人 视乐有限公司

地址 德国埃朗根

(72)发明人 西斯莫斯·雷蒙尼斯

斯蒂芬·文德

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 李晓芳

(51)Int.Cl.

A61F 9/008(2006.01)

A61F 9/01(2006.01)

(56)对比文件

WO 2006023535 A3,2006.03.02,

CN 101600400 A,2009.12.09,

CN 101267766 A,2008.09.17,

CN 2808097 Y,2006.08.23,

CN 2297184 Y,1998.11.18,

审查员 阚文静

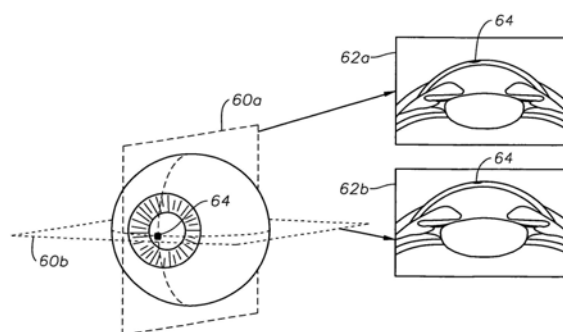
权利要求书1页 说明书7页 附图10页

(54)发明名称

根据光密度对激光能量进行调节的外科手术设备

(57)摘要

本公开涉及根据光密度对激光能量进行调节。在特定实施例中,一种设备包括激光设备和控制计算机。激光设备导引具有激光能量的激光束穿过眼睛的外部部分指向眼睛的目标部分。控制计算机对外部部分的光密度测量结果进行接收,根据光密度测量结果确定激光能量,并且命令激光设备导引具有激光能量的激光束穿过眼睛的外部部分指向眼睛的目标部分。



1. 一种外科手术设备,包括:

激光设备,其包括多个可控制部件,所述激光设备被配置成导引具有激光能量的激光束指向眼睛的目标部分;

图像采集系统,其被配置为捕获眼睛的图像,根据所述图像可计算眼睛的光密度的测量结果;以及

控制计算机,其被配置成根据包括激光能量模块的控制程序和计算机代码控制所述可控制部件,所述控制计算机被配置为:

命令所述可控制部件导引多项试验照射指向试验部分,至少两项试验照射包括导引指向第一角膜深度的第一试验照射以及导引指向与所述第一角膜深度不同的第二角膜深度的第二试验照射;

从所述图像采集系统确定在所述试验部分上的试验照射的测量结果;

根据所述测量结果来确定所述激光能量;以及

命令所述可控制部件导引具有所述激光能量的所述激光束指向眼睛的目标部分。

2. 根据权利要求1所述的外科手术设备,导引所述试验照射指向所述试验部分包括:

根据所述激光能量模块导引至少两项试验照射,所述至少两项试验照射包括具有第一激光能量的第一试验照射和具有不同于所述第一激光能量的第二激光能量的第二试验照射。

3. 根据权利要求2所述的外科手术设备,所述两项试验照射被导引指向相同的角膜平面。

4. 根据权利要求1所述的外科手术设备,所述两项试验照射具有相同的激光能量。

5. 根据权利要求1所述的外科手术设备,所述两项试验照射具有不同的激光能量。

6. 根据权利要求1所述的外科手术设备,根据所述测量结果来确定所述激光能量包括:识别出具有满意的测量结果的试验照射;以及

使用所述激光能量模块,根据所述识别出的试验照射中的一个或多个参数来确定所述激光能量。

7. 根据权利要求1所述的外科手术设备,其中所述图像采集系统是光学相干层析成像(OCT)系统。

8. 根据权利要求1所述的外科手术设备,其中所述图像采集系统是沙姆普弗鲁克狭缝摄像机。

根据光密度对激光能量进行调节的外科手术设备

[0001] 本申请是国际申请日为2012年01月18日、国家申请号为 201280067562.7、发明名称为“根据光密度对激光能量进行调节”的进入国家阶段的PCT国际申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明总体涉及外科手术系统,尤其涉及依照光密度来调节激光能量。

背景技术

[0003] 角膜通常是眼睛的透明外层。角膜的浑浊是指全部或者部分角膜的透明度的丧失。浑浊可能是由诸如化学灼伤、外科手术、创伤、营养不良或者疾病之类的许多情况引起的。浑浊减少了进入眼睛的光线量,这有可能会减弱视力。

发明内容

[0004] 在特定实施例中,一种设备包括激光设备和控制计算机。激光设备导引具有激光能量的激光束穿过眼睛的外部部分指向眼睛的目标部分。控制计算机对外部部分的光密度测量结果进行接收,根据光密度测量结果来确定激光能量,并且命令激光设备导引具有激光能量的激光束穿过眼睛的外部部分指向眼睛的目标部分。

[0005] 在特定实施例中,一种方法包括:在控制计算机上对眼睛的外部部分的光密度测量结果进行接收。激光束的激光能量由控制计算机根据光密度测量结果来确定。控制计算机命令激光设备导引具有激光能量的激光束穿过眼睛的外部部分指向眼睛的目标部分。

[0006] 在特定实施例中,一种设备包括激光设备和控制计算机。激光设备导引具有激光能量的激光束指向眼睛的目标部分。控制计算机命令激光设备导引试验照射指向试验部分,确定试验照射对试验部分的效果,根据效果来确定激光能量,并且命令激光设备导引具有激光能量的激光束指向眼睛的目标部分。

[0007] 在特定实施例中,一种方法包括:命令激光设备导引试验照射指向试验部分,确定试验照射对试验部分的效果,根据效果来确定激光能量,并且命令激光设备导引具有激光能量的激光束指向眼睛的目标部分。

附图说明

[0008] 以下将参照附图对本发明的示例性实施例进行更加详细的说明,其中:

[0009] 图1A所示为特定实施例中可根据光密度值来调节激光能量的系统的示例。

[0010] 图1B所示为特定实施例中可根据试验照射来调节激光能量的系统的示例。

[0011] 图2A至2C所示为根据特定实施例的图像采集系统的操作的示例。

[0012] 图3A至4D所示为根据特定实施例对患者角膜处的试验照射进行导引的示例。

[0013] 图5A和5B所示为根据特定实施例对捐赠者角膜处的试验照射进行导引的示例。

[0014] 图6所示为根据特定实施例被配置成对组织进行光离解的激光设备和控制计算机。

[0015] 图7所示为在特定实施例中根据光密度测量结果来调节激光能量的方法的示例。

[0016] 图8所示为在特定实施例中根据试验照射来调节激光能量的方法的示例。

具体实施方式

[0017] 在此参照说明书和附图,其详细地示出了所公开的装置、系统和方法的示例性实施例。说明书和附图并不是排他的,或者将权利要求书限制或者局限在附图和说明书所公开的具体实施方案的范围内。尽管附图表现了可能的实施例,但是附图不必按比例绘制并且可以对特定特征进行放大、移除或者局部切割以更好地显示实施例。

[0018] 图1A所示为在特定实施例中可根据光密度值来调节激光能量的系统10的示例。在特定实施例中,系统10可对眼睛22的外部部分的光密度测量结果进行接收,根据光密度测量结果来确定激光能量,并且命令激光设备导引具有激光能量的激光束穿过眼睛22的外部部分指向眼睛22的目标部分。

[0019] 在该示例中,系统10包括图像采集系统12、激光设备15以及计算系统20。

[0020] 计算系统20包括一个或更多个接口(IF) 24、逻辑26以及一个或更多个存储器28。逻辑26包括:控制计算机30以及诸如光密度测量模块36、激光能量模块38和激光控制程序34之类的计算机代码。存储器28存储所述计算机代码、图像数据40以及诸如表42之类的数据结构。

[0021] 眼睛22可以是诸如人类等的任何合适的活体的眼睛。眼睛22 可以包括不同的部分。在特定实施例中,激光束可被导引指向目标部分,从而对目标部分的组织进行光离解。该激光束可以穿过眼睛22 的外部部分以指向目标部分。所述外部部分通常是相对于所述目标部分的前面部分。部分可以指眼睛22的任意适当的部分。在特定实施例中,部分可以指角膜层。角膜层由外至内包括:上皮、鲍曼层、基质、德斯密膜和内皮。例如,外部部分可以是角膜的外层,目标部分可以是角膜的内层。在特定实施例中,部分可以指眼睛的部位。眼睛的部位从前至后包括:角膜、房水、晶状体、玻璃体液以及视网膜。例如,外部部分可以是角膜和房水,并且目标部分可以是晶状体图像采集系统12捕获眼睛22的图像,根据所捕获的图像可计算眼睛22 的光密度的测量结果。在特定实施例中,图像采集系统12可以使用狭缝扫描方法,该方法可以用线性和/或旋转方式来引导光线。例如,图像采集系统12可以是诸如沙姆普弗鲁克(Scheimpflug)狭缝摄像机之类的沙姆普弗鲁克图像采集系统。在特定实施例中,图像采集系统12可以使用结合有普拉西多(Placido)技术的沙姆普弗鲁克技术,产生来自眼睛2220所反射的同心环的图像。在特定实

[0022] 施例中,图像采集系统12可以是光学相干层析成像(Optical Coherence Tomography, OCT) 系统,该系统使用低相干干扰测量来捕捉眼睛22的图像。

[0023] 图像数据40记录眼睛22的图像。图像数据40可以具有一个或更多个针对图像的每个像素的数值。每个像素对应于眼睛的一个位置,并且这些数值指示该位置的光密度。图像的示例将参照图2进行更加详细的说明。

[0024] 光密度测量模块36根据图像数据40来确定外部部分的光密度测量结果。

[0025] 光密度测量结果可以包括针对眼睛的外部部分的一个或更多个位置处的一个或更多个光密度值。每个光密度值指示眼睛的外部部分的特定位置处的光密度。

[0026] 光密度测量结果可以由任何适当的方式根据图像数据40来确定。在特定实施例

中,像素处的像素值可以被用于确定对应于该像素的位置的光密度值。校准表可以将像素值映射到由像素值所指示的光密度值上。例如,校准表可以将像素强度值(0至255)映射到该强度值所指示的标准化光密度单位(Optical Density Units,ODU)上。

[0027] 激光能量模块38根据光密度测量结果来确定激光脉冲能量。在特定实施例中,激光能量模块38通过访问数据结构(比如,表42)来确定激光能量,该数据结构将光密度值映射到对应的激光能量调节值上。与光密度值对应的激光能量调节值可以是对激光能量的调节,从而对光密度值所指示的光密度进行补偿。例如,与Y个光密度单位(ODU)对应的X焦耳(J)的调节值表明激光能量应当增加X焦耳以对Y个ODU的光密度进行补偿。X和Y可具有任何合适的值。在特定示例中,较大的光密度需要增加较大的激光能量,并且较小的光密度需要增加很小的激光能量或者不需要增加激光能量。映射可由试验数据来确定。激光能量模块38可以识别合适的调节值并且之后使用该调节值来调节激光能量。

[0028] 激光能量模块38可使用任何合适的方式来确定初始能量(之后可以对其进行调节)。在特定实施例中,激光能量模块38根据角膜深度来确定初始激光能量。例如,对角膜深度和激光能量进行映射的表可以被用于确定初始激光能量。

[0029] 然后,可以根据对光密度进行补偿的激光能量调节值来调节初始激光能量。

[0030] 在特定实施例中,激光能量模块38根据激光能量公式来确定激光能量。在此实施例中,激光能量公式可以是具有一个或多个诸如光密度值之类变量或者诸如角膜深度和/或患者参数之类的其他变量的数学函数。例如,一个位置处的光密度值和角膜深度可以被输入到函数中以生成该位置处的激光能量值。

[0031] 激光能量模块38将其计算得到的激光能量发送到激光控制程序34。激光控制程序34命令激光设备15的可控制部件导引具有激光能量的激光束穿过外部部分指向眼睛22的目标部分。在特定实施例中,激光设备15能够产生具有激光能量和超短脉冲(例如,皮秒、飞秒、或者阿秒脉冲)的脉冲激光辐射(比如,激光束)。激光设备15可导引脉冲激光束穿过眼睛22的外部部分指向眼睛22的目标部分以对目标部分的组织进行光离解。

[0032] 图1B所示为特定实施例中可根据试验照射来调节激光能量的系统的示例。

[0033] 在特定实施例中,系统10可以命令激光设备导引试验照射指向试验部分,确定试验照射对试验部分的效果,根据效果来确定激光能量,并且命令激光设备导引具有激光能量的激光束指向眼睛22的目标部分。

[0034] 在所示示例中,系统10包括:代替(或添加到)图像采集系统12的显微镜13和代替(或添加到)光密度测量模块36的试验照射模块35。显微镜13可以是能够观察眼睛22的任何合适的显微镜,并且可被用于确定试验照射对眼睛22的角膜的效果。

[0035] 试验照射模块35能够命令激光设备导引试验照射指向试验部分。试验照射可以是被导引指向试验部分以确定激光能量的激光脉冲。试验部分可以是组织的非关键的部分,例如,从患者角膜或者捐赠者角膜上移除(或者丢弃)的组织。试验照射可以与参数比如照射的激光能量、照射的角膜深度(其可如下所述沿Z轴方向测量结果)、或者照射的尺寸和形状等相关联。所述参数可以具有任何合适的值。例如,照射可以是圆弧形的或者呈一定角度的。试验照射模块35可将试验照射导引为具有任意适当尺寸和形状的任何合适的图案。以下将对如何导引试验照射的示例进行说明。

[0036] 图2A至2C所示为根据特定实施例的图像采集系统的操作的示例。图2A所示为可由

图像采集系统进行成像的眼睛平面50的边缘的示例。图2B所示为特定平面52以及由平面52所产生的图像54的示例。图像54示出了角膜的浑浊56。图2C所示为可由图像采集系统所产生的图像的示例。图像采集系统可以产生眼睛的平面60(a至b)的图像62(a至b)。例如,图像62a对应于平面60a,并且图像62b对应于平面60b。图像62示出了角膜的浑浊64。

[0037] 图3A至4D所示为根据特定实施例对患者角膜处的试验照射进行导引的示例。在此示例中,患者角膜150具有一非关键的组织152,该非关键的组织152比如将被去除并且可能被捐赠者角膜所取代的患病部分非关键的。非关键的部分152用作试验照射154的试验部分。

[0038] 图3A至3D所示为根据特定实施例对患者角膜处的试验照射154a的图案进行导引的示例。在此示例中,该图案的每个试验照射154a具有不同的激光能量。例如,第一试验照射具有第一激光能量并且第二试验照射具有不同于第一激光能量的第二激光能量。在此示例中,图案的各个试验照射154a可以被控制到相同的角膜深度处,即,试验照射154a可以位于相同的角膜平面上。

[0039] 图4A至4D所示为根据特定实施例对患者角膜处的试验照射154b的图案进行导引的另一示例。在此示例中,图案的各个试验照射154b具有不同的角膜深度,以使得图案与位于恒定角膜深度处的角膜平面呈一角度(大于零度)。例如,第一试验照射具有第一角膜深度并且第二试验照射具有不同于第一角膜深度的第二角膜深度。在此示例中,图案的各个试验照射154b都可以具有相同的激光能量。在另一示例中,第二试验照射的能量水平与第一试验照射的能量水平不同,从而通过所需能量来确定内皮细胞的水平。

[0040] 图5A和5B所示为根据特定实施例对捐赠者角膜处的试验照射进行导引的示例。在此实施例中,捐赠者角膜160具有一非关键的组织162,比如,将从待植入患者的捐赠者角膜160的部分中去除的多余部分非关键的。非关键的组织162作为试验照射164的试验部分。

[0041] 图5A所示为以类似于图3A至3D的方式来对捐赠者角膜处的试验照射进行导引的示例。在此示例中,图案的各个试验照射164a20 具有不同的激光能量,并且都可以被控制到相同的角膜深度处。

[0042] 图5B所示为以类似于图4A至4D的方式对捐赠者角膜处的试验照射进行导引的示例。在此示例中,图案的每个试验照射164b都具有不同的角膜深度,以使得图案与位于恒定角膜深度处的角膜平面呈一角度(大于零度)。各个试验照射164b可以具有相同的激光能量。在另一示例中,第二试验照射的能量水平可以不同于第一试验照射的能量水平,从而通过所需能量来确定外皮细胞的水平。

[0043] 图6所示为根据特定实施例被配置成对组织进行光离解的激光设备15和控制计算机30。在此实施例中,激光设备15可产生具有所计算的激光能量和超短脉冲(例如,皮秒、飞秒、或者阿秒脉冲)的脉冲激光辐射。激光设备可导引脉冲激光束穿过眼睛的外部部分指向眼睛的目标部分以对目标部分的组织进行光离解。控制计算机30 可对外部部分的光密度测量结果进行接收,根据光密度测量结果来确定激光能量,并且命令一个或更多个可控制组件导引具有激光能量的激光束穿过外部部分指向目标部分。

[0044] 在特定实施例中,激光束可形成角膜成分(比如,角膜瓣或角膜杯),该角膜成分可以被移除以使得准分子激光能够进行屈光矫正。在屈光矫正之后,角膜成分可以或者不可以被取代。在特定实施例中,激光束可形成微透镜(或透视镜),其可被移除以产生屈光矫

正。

[0045] 在所示示例中,计算系统20包括控制计算机30和存储器28。存储器28存储控制程序34。激光设备15包括激光源112、扫描仪116、一个或更多个光学元件117、和/或如图所示连接的聚焦物镜118。激光设备15连接到患者适配器120上。患者适配器120包括如图所示连接的接触元件12415 (其具有置于样本表面处的对接面126) 和套筒128。

[0046] 激光源112产生具有超短脉冲的激光束114。在本申请中,光的“超短”脉冲指的是具有小于纳秒(例如,皮秒、飞秒或者阿秒)的持续时间的光脉冲。激光束114的焦点可以在诸如角膜之类的组织中产生激光诱导光击穿(Laser-Induced Optical Breakdown, LIOB)。激光束114可被精确地聚焦以使得在上皮细胞层中能够进行精确切割,这可以减小或者避免对其它组织的不必要破坏。

[0047] 激光源112的示例包括飞秒、皮秒和阿秒激光器。激光束114可以具有任意合适的真空波长,比如,在300至1500nm范围内的波长,例如在300至650、650至1050、1050至1250或1100至1500nm范围内的波长。激光束114还可以具有相对较小的焦点大小,例如, 5 μ m或者更小的直径。在特定实施例中,激光源112和/或传输通道可以在真空中或者接近真空中。

[0048] 扫描仪116、光学元件117和聚焦物镜118位于光束路径上。扫描仪116横向并且纵向地控制激光束114的焦点。“横向”指的是与激光束114的传播方向呈直角的方向,并且“纵向”指的是光束传播的方向。横向平面可被指定为x-y平面,纵向方向可被指定为z方向。在特定实施例中,患者界面120的对接面126在x-y平面上。

[0049] 扫描仪116可以以任何合适的方式来横向地导引激光束114。例如,扫描仪116可以包括一对关于相互垂直的轴倾斜的电流测量结果激励扫描仪反射镜。在另一示例中,扫描仪116可以包括电光晶体,电光晶体能够以电光方式引导激光束114。扫描仪116可以以任何合适的方式来纵向导引激光束114。例如,扫描仪116可以包括能够对光束焦点的z 10位置进行控制的纵向调节透镜、具有可变折射能力的透镜或者可变形反射镜。例如,在相同或者不同模块化单元中,扫描仪116的焦点控制部件可以以任何合适的方式沿着光束路径设置。

[0050] 一个(或者更多个)光学元件117导引激光束114指向聚焦物镜118。光学元件117可以是能够对激光束114进行反射和/或折射/衍射的任何合适的光学元件。例如,光学元件117可以是固定偏向反射镜。聚焦物镜118将激光束114聚焦在患者适配器120上,并且可被可分离地连接到患者适配器120上。聚焦物镜118可以是诸如 f-theta物镜之类的任何合适的光学元件。

[0051] 患者适配器120与眼睛22的角膜接触。在此示例中,患者适配器120具有连接到接触元件124上的套筒128。套筒128连接到聚焦物镜118上。接触元件124对于激光束是透明的并且具有对接面 126,对接面12620与角膜接触并且对准角膜的一部分。在特定实施例中,对接面126是平坦的并且在角膜上形成平坦区域。对接面126 可以位于x-y平面上,所以平坦区域也位于x-y平面上。

[0052] 在其它实施例中,角膜不需要具有平坦区域。

[0053] 控制计算机30依据控制程序34对诸如激光源112和扫描仪 116之类的可控制组件进行控制。控制程序34包含计算机代码,该计算机代码命令激光设备的可控制组件对具有根据眼睛22的外部部分的光密度所计算的激光能量的脉冲激光束进行聚焦。

[0054] 在操作的某些示例中,扫描仪116可以导引激光束114以形成任何合适的几何形状

的切口。切口类型的示例包括平面切口和侧向切口。平面切口是通常在x-y平面上的二维切口。扫描仪116可以通过将激光束114聚焦在对接面126下恒定的z值处并且在x-y平面的图案中移动焦点来形成平面切口。侧向切口从角膜表面以下(例如,从平面切口处)延伸到表面处的切口。扫描仪1165可以通过改变激光束114的焦点的z值以及可选地改变x和/或y值来形成侧向切口。

[0055] 图7所示为在特定实施例中用于根据光密度测量结果来调节激光能量的方法的示例。此方法可以由计算系统20来实现。此方法开始于步骤210,其中,计算系统20对眼睛2210的外部部分的光密度测量结果进行接收。在特定实施例中,外部部分可以是角膜的外层。在特定实施例中,光密度测量结果可以包括外部部分的一个或多个位置处的一个或多个光密度值,其中,各个光密度值指示一个位置处的光密度。

[0056] 在步骤212处,激光调节值根据光密度测量结果来确定。在特定实施例中,激光能量模块38确定激光调节值。在实施例中,激光能量模块3815可以访问数据结构(比如,表42),该数据结构将多个光密度值与多个激光调节值相关联。

[0057] 激光能量模块38可以识别一个位置处的与该位置处的光密度值相关联的激光调节值。

[0058] 在步骤214处,激光能量根据激光调节值来确定。在特定实施例中,激光能量模块3820可以确定激光能量。在该实施例中,激光能量模块可确定一个位置处的初始激光能量,然后根据该位置处的激光调节值来调节初始激光能量。

[0059] 在步骤216处,激光设备15被命令用于导引具有激光能量的激光束穿过外部部分指向目标部分。例如,激光能量模块38可发送指令到激光设备15处以导引一个位置处的激光束,该激光束具有针对该位置所确定的调节后的激光能量。

[0060] 图8所示为在特定实施例中根据试验照射来调节激光能量的方法。该方法可由计算系统20来实现。该方法开始于步骤310,其中,计算系统20命令激光设备导引试验照射指向试验部分。在特定实施例中,试验部分可以是捐赠者或者患者的非关键的组织。

[0061] 在步骤312处,确定试验照射的效果。在特定实施例中,显微镜13可被用于识别出具有满意效果的试验照射。满意效果是满足一个或多个要求的一个或多个效果之一(例如,最好的效果)。例如,试验照射的一个满意效果可以是在组织中进行切割而不伤害组织。

[0062] 在步骤314处,激光能量根据效果来确定。在特定实施例中,激光能量模块38可确定激光能量。在该实施例中,激光能量模块38可识别出具有满意效果的试验照射并且将激光能量确定为所识别的试验照射的激光能量。在特定实施例中,激光能量模块38能够根据测量结果的效果对激光能量进行内插和/或外插。例如,当具有较低激光能量的照射并未造成切割而具有较高激光能量的下一照射造成过度伤害的时候,可以使用介于较高和较低能量之间的激光能量模块。

[0063] 在步骤316处,激光设备15被命令用于导引具有激光能量的激光束指向目标部分。例如,激光能量模块38可发送指令到激光设备15以导引具有激光能量的激光束指向目标部分。

[0064] 本申请所公开的系统 and 装置的部件可以包括接口、逻辑、存储器和/或其它合适的元件,其中任一部件可包括硬件和/或软件。接口可以接收输入、发送输出、对输入和/或输

出进行处理、和/或完成其它合适的操作。逻辑能够完成部件的操作,例如,执行指令以根据输入产生输出。逻辑可以在存储器中被编码并且在由计算机执行的时候完成操作。逻辑可以是处理器,比如,一个或更多个计算机、一个或更多个微处理器、一个或更多个应用和/或其它逻辑。存储器能够存储信息并且可包括一个或更多个有形的、计算机可读的、和/或计算机可执行的存储介质。存储器的示例包括计算机内存(例如,随机访问存储器(RAM)或只读存储器(ROM25))、大容量存储介质(例如,硬盘)、可移除存储介质(例如,压缩光盘(CD)或数字视频光盘(DVD))、数据库和/或网络存储(例如,服务器)、和/或其它计算机可读介质。

[0065] 在特定实施例中,实施例的操作可以由一个或更多个计算机可读介质来执行,该计算机可读介质编码有计算机程序、软件、计算机可执行指令、和/或能够由计算机执行的指令。在特定实施例中,操作可以由一个或更多个计算机可读介质执行,该计算机可读介质存储、表现为和/或编码有计算机程序,和/或具有存储和/或编码的计算机程序。

[0066] 尽管根据特定实施例对本发明进行了说明,但是实施例的修改(比如,改变、替代、补充、省略和/或其它修改)对于本领域的技术人员而言是显而易见的。相应地,可以在不超出本发明的范围的前提下对实施例进行修改。例如,可以对本申请中公开的系统 and 装置进行修改。系统和装置的部件可以被集成或者分离,并且系统和装置的操作可以由更多、更少或者其它的部件来执行。在另一示例中,可以对本申请中公开的方法进行修改。该方法可以包括更多、更少或者其它步骤,并且这些步骤可以按照任意合适的顺序来执行。在不超出本发明的范围的前提下可以进行其它的修改。例如,说明书对特定的实际应用中的实施例进行了说明,但是其它的应用对于本领域的技术人员来说也是显而易见的。此外,可以对本申请所述的技术方案进行进一步的改进,并且所公开的系统、装置和方法将使用该进一步的改进。

[0067] 本发明的保护范围并不由说明书确定。根据专利法,说明书使用了示例性实施例对本发明的原理和操作方法进行了解释和说明。说明书使得本领域的其他技术人员能够在不同的实施例中使用本发明的系统、装置和方法并且对其进行各种修改,但是并不用于确定本发明的保护范围。

[0068] 本发明的保护范围参照权利要求书来确定并且全部保护范围等价于所列出的全部权利要求。全部权利要求条款应当被赋予最广泛的合理构建以及本领域的技术人员所能理解的通常意义,除非本申请对其用法有特别说明。例如,诸如“一个”、“此”之类的单数量词应当被视为叙述一个或更多个所指代元素,除非权利要求中对其用法进行了明确限制。在另一示例中,“每个”指的是一组中的每个成员或者一组的一个子集中的每个成员,其中,一组可以包括零个、一个或更多个元素。总而言之,本发明能够进行修改,并且本发明的保护范围参照权利要求书以及其全部等价范围而不是参照说明书进行确定。

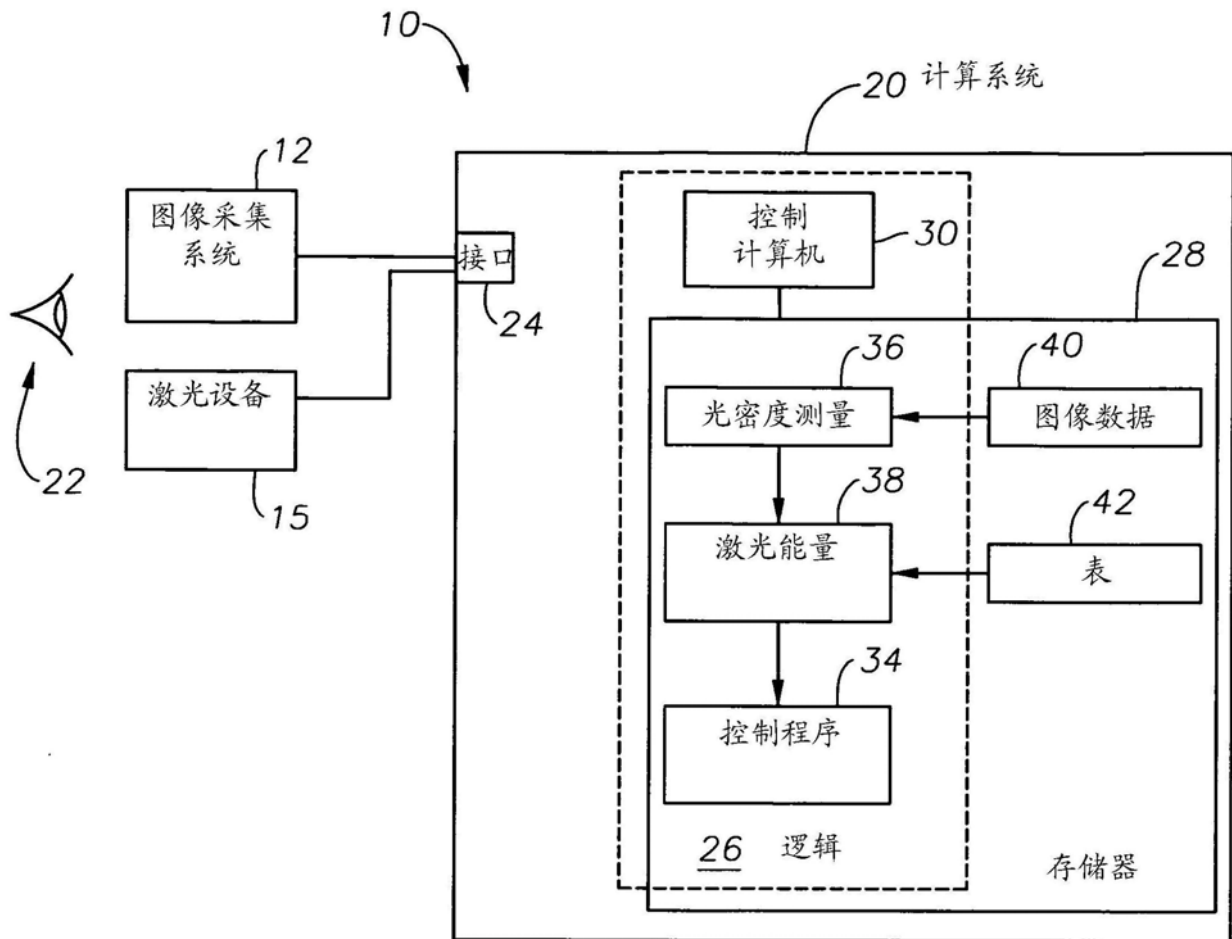


图1A

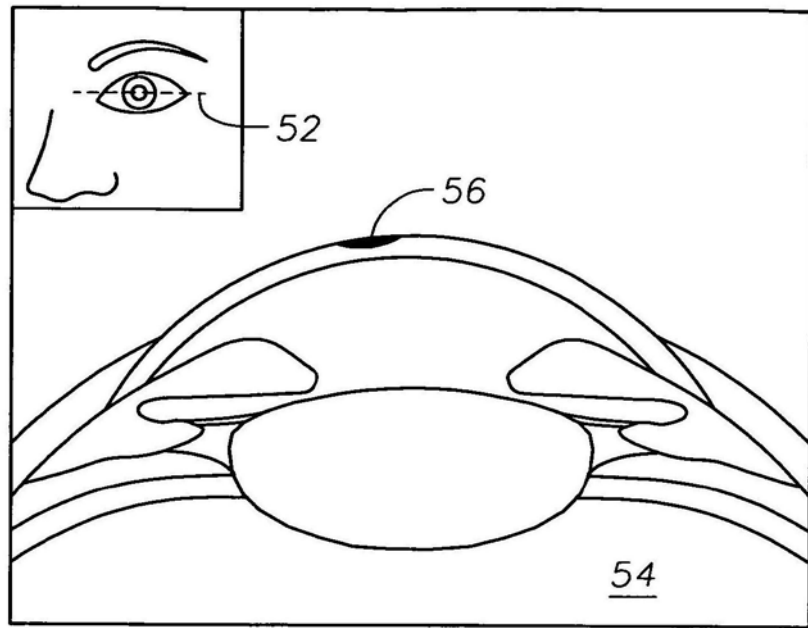


图2B

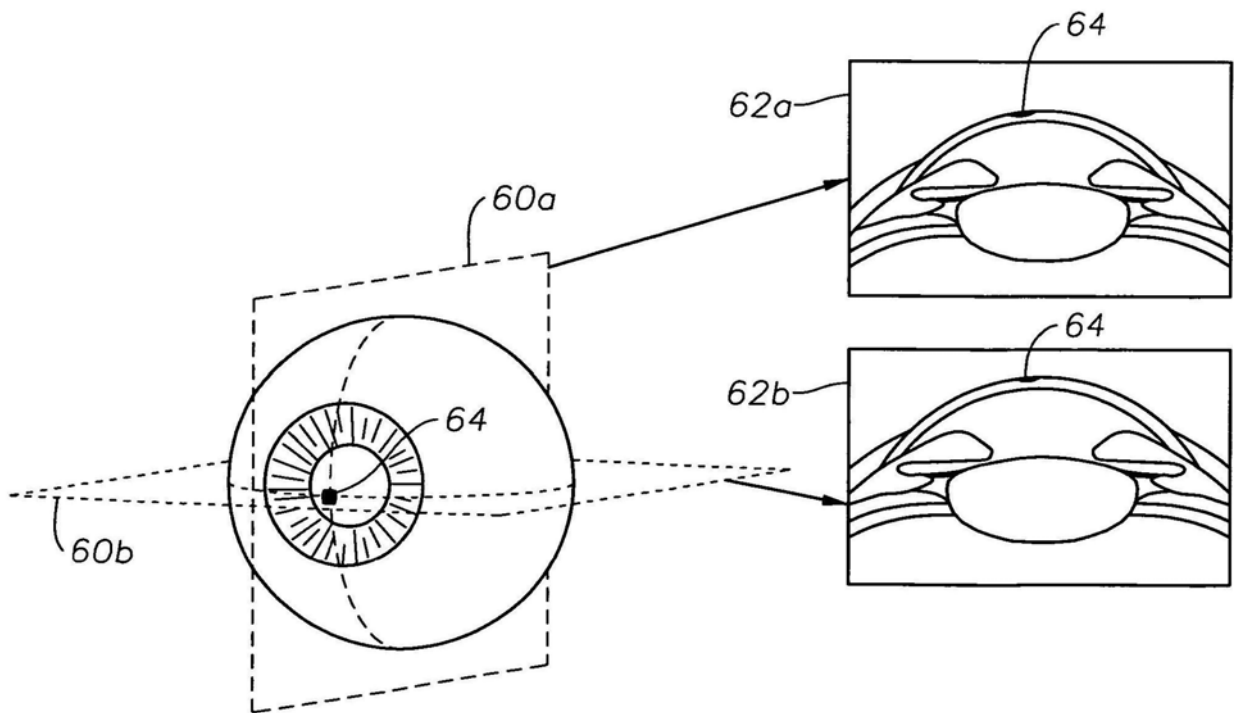


图2C

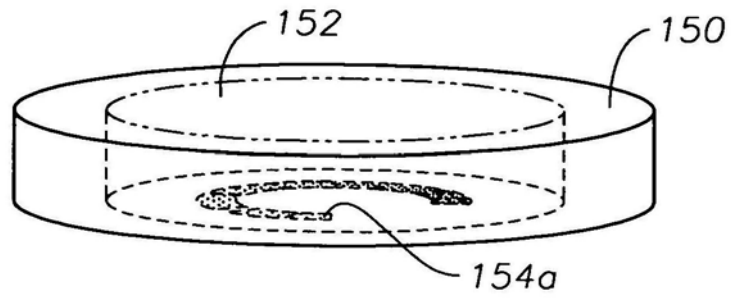


图3A

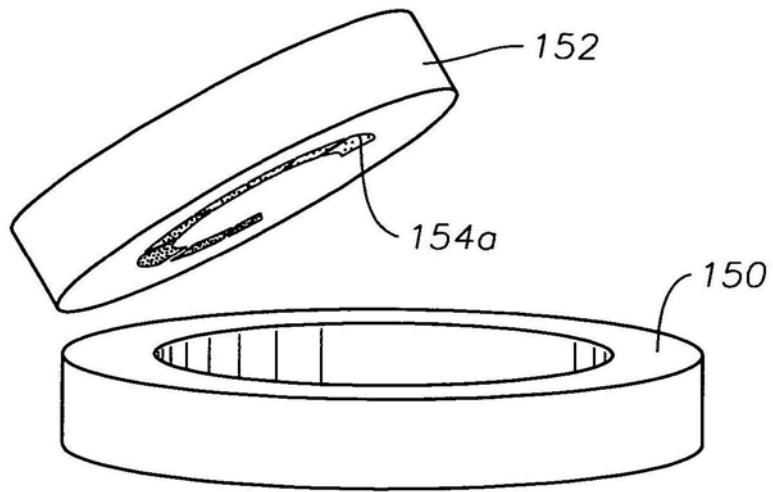


图3B

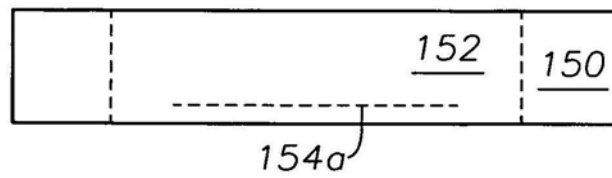


图3C

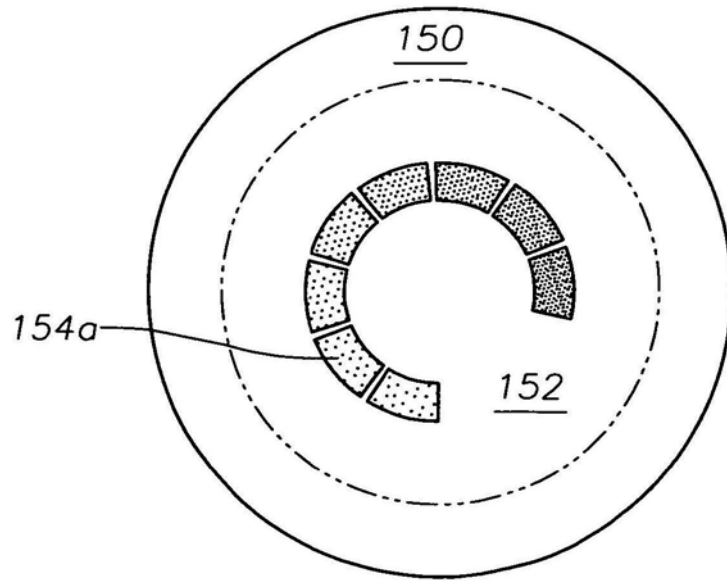


图3D

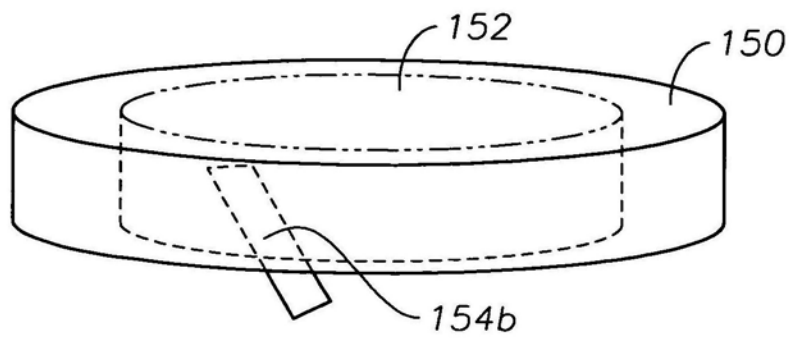


图4A

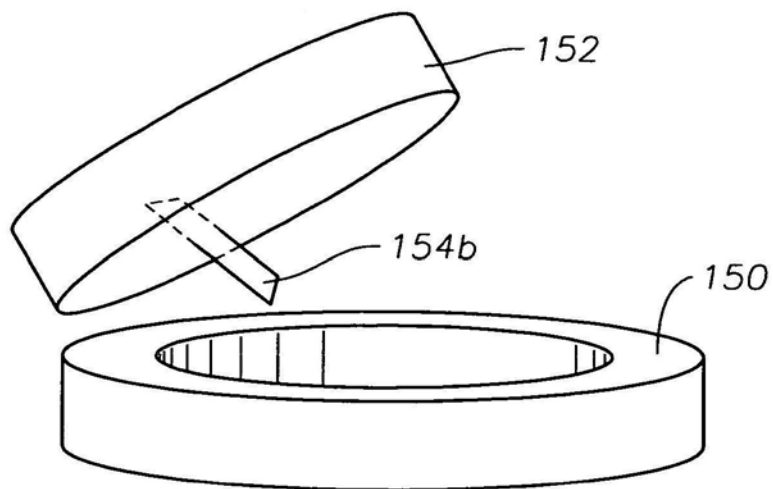


图4B

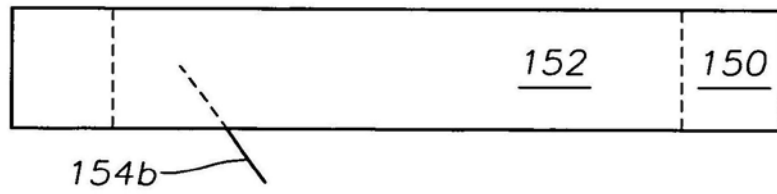


图4C

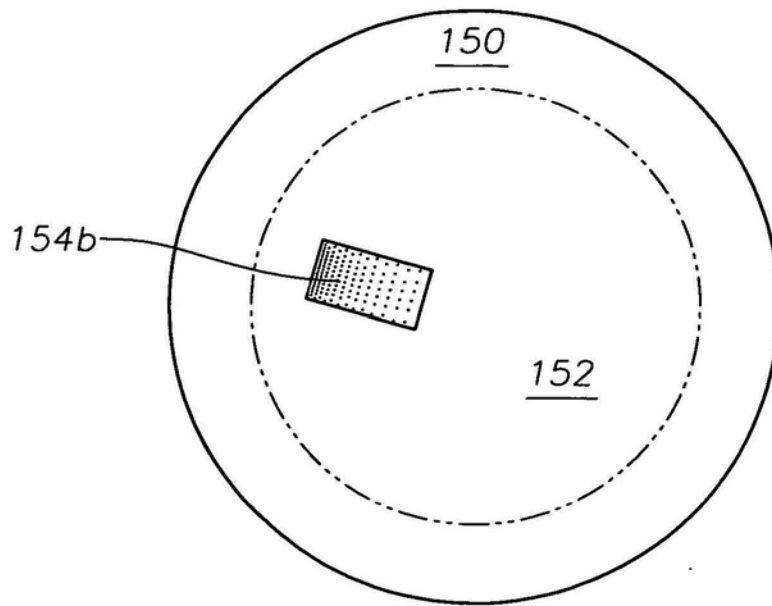


图4D

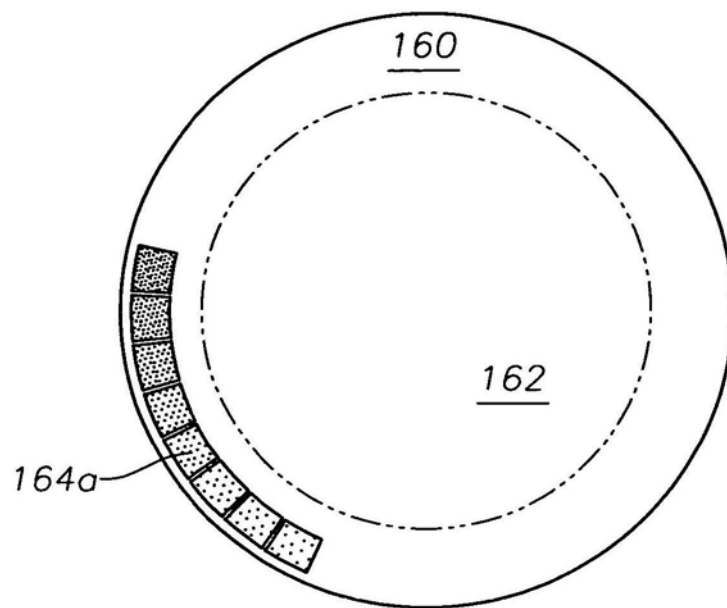


图5A

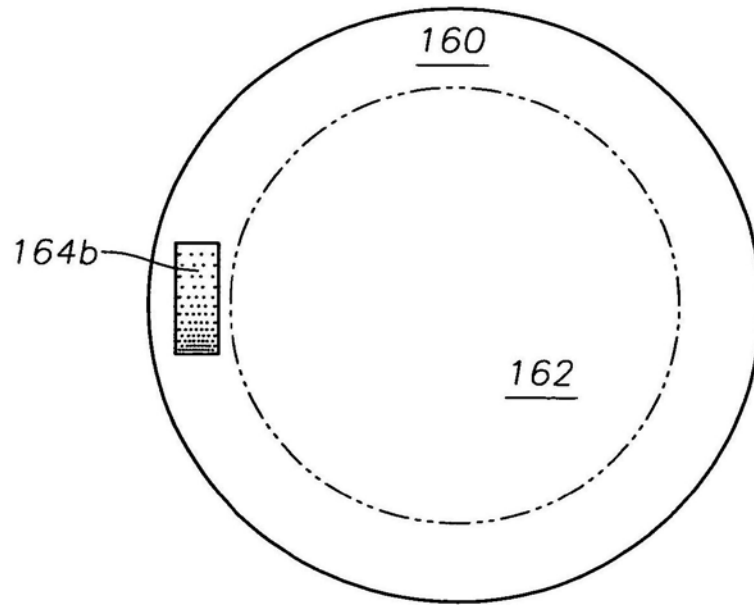


图5B

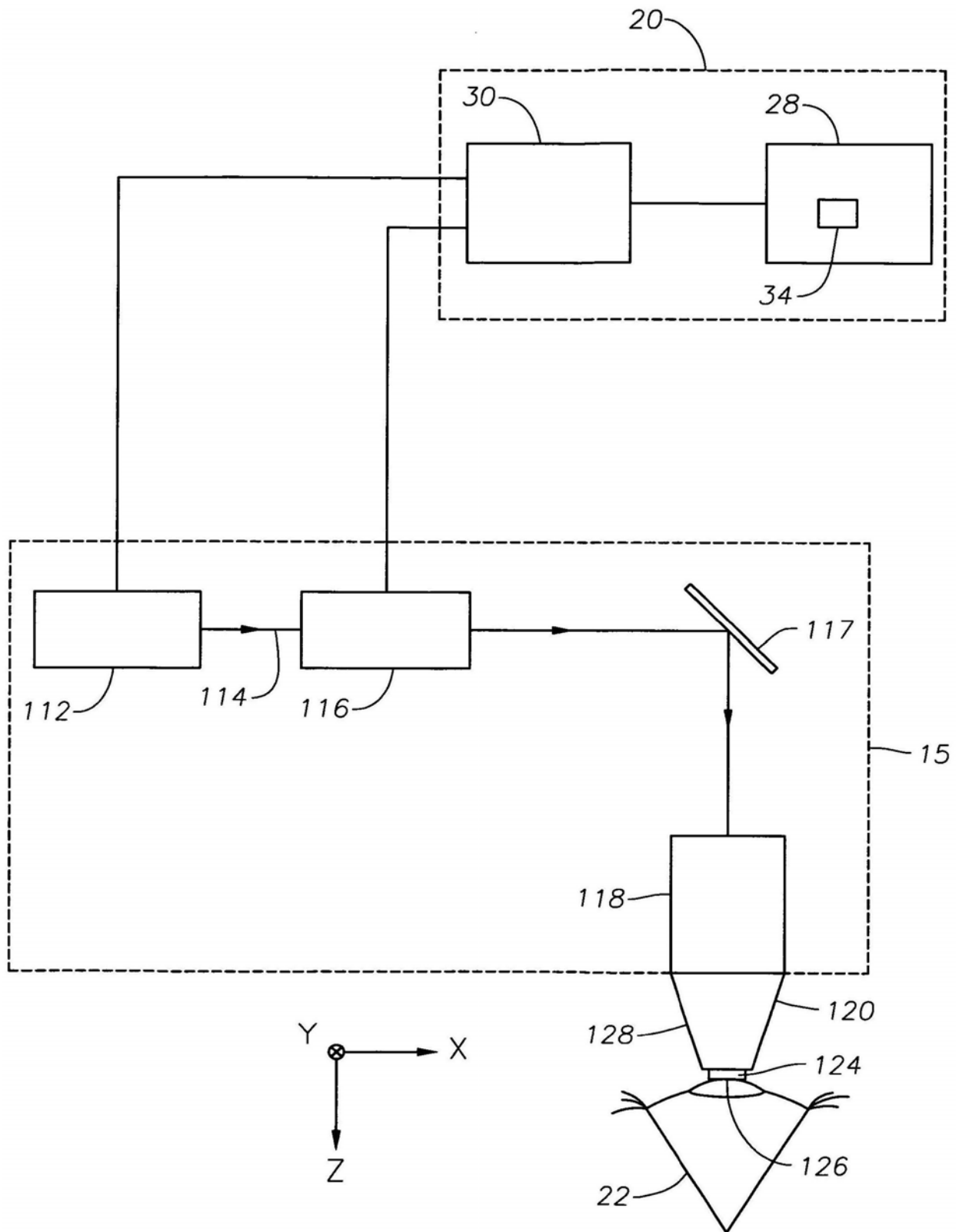


图6

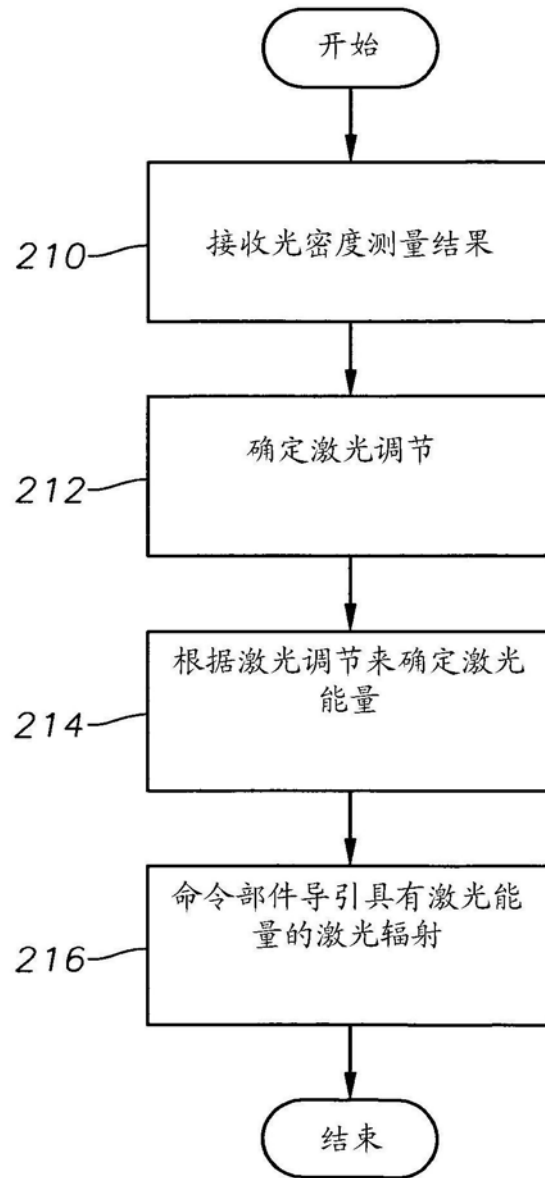


图7

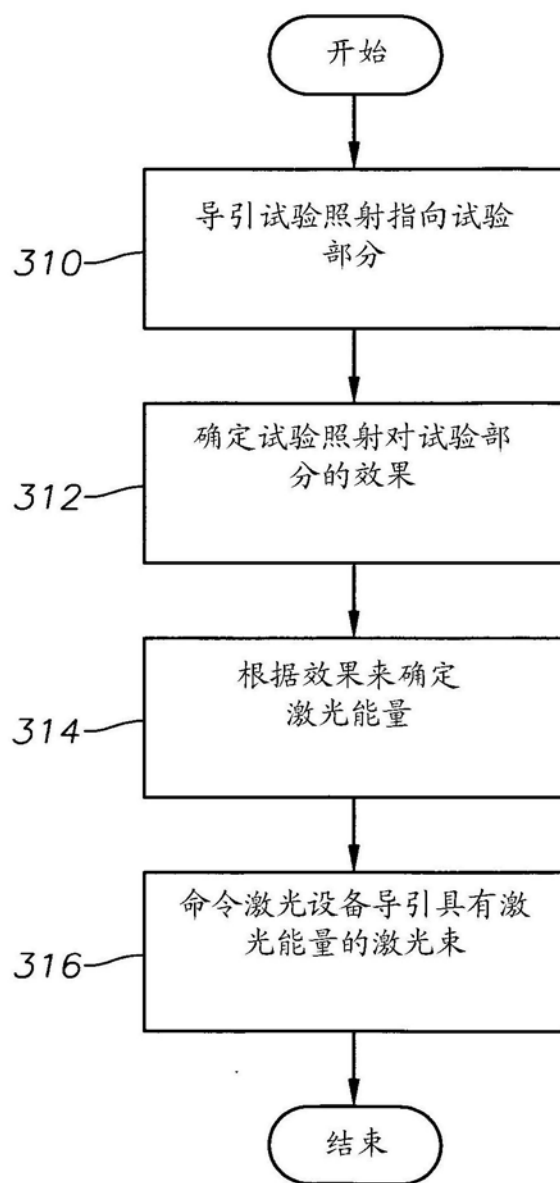


图8