

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101431975 B

(45) 授权公告日 2011. 01. 26

(21) 申请号 200580028525. 5

代理人 张亚宁 张志醒

(22) 申请日 2005. 06. 28

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61F 9/00 (2006. 01)

60/583, 436 2004. 06. 28 US

审查员 韦晓娟

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007. 02. 25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2005/023696 2005. 06. 28

(87) PCT申请的公布数据

W02006/005038 EN 2006. 01. 12

(73) 专利权人 光学医疗公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 D·E·安德森 D·H·莫尔道恩特

M·W·维尔特伯格

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

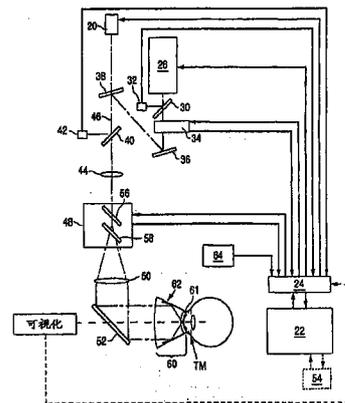
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 7 页

(54) 发明名称

用于光学眼科治疗的方法和装置

(57) 摘要

用于在患者眼部的小梁网上实施治疗的光学扫描系统和方法包括用于产生校准和治疗光的光源、用于偏转校准和治疗光以此产生校准和治疗光的校准治疗图案的扫描装置、以及用于放置到患者眼部上方的验眼透镜组件,所述验眼透镜组件包括用于将光束图案反射到患者眼部的小梁网上的反射光学元件。反射光学元件可以是连续环状反射镜(如平滑的或具有多个小平面的)以此使整个小梁网成像,或者是配合光束偏转而移动的反射光学元件。眼部上的光的校准和治疗图案的可视化可以通过其中的离开可视化反射镜的反射来实现,所述可视化反射镜传送自小梁网发出的光的一部分。



1. 一种用于在患者的目标眼部组织上实施治疗的光学扫描系统,包含:  
光源,用于产生光束;  
扫描装置,包括至少一个可移动光学元件用于移动所述光束以此产生所述光束的图案;  
控制器,用于响应来自输入装置的用户命令控制所述扫描装置以创建所述光束的图案;  
至少一透镜用于以远心的方式聚焦来自所述扫描装置的光束的图案;以及  
验眼透镜组件,具有用于接触患者的接触表面并具有用于将所述来自所述至少一透镜的光束图案反射到所述目标眼部组织上的反射光学元件。
2. 如权利要求 1 所述的光学扫描系统,其中光自所述目标眼部组织发出,并且其中所述系统还包含:  
第二光学元件,用于将来自所述扫描装置或者来自至少一透镜的所述光束图案反射到所述验眼透镜组件,并且用于传送自所述目标眼部组织发出的所述光的一部分以此在所述目标眼部组织上提供所述光束图案的可视化。
3. 如权利要求 1 所述的光学扫描系统,其中所述光束图案包括未完全互相重叠的至少两个光点。
4. 如权利要求 3 所述的光学扫描系统,其中所述光源包括脉冲光源部件。
5. 如权利要求 1 所述的光学扫描系统,其中所述光束图案包括线段。
6. 如权利要求 5 所述的光学扫描系统,其中所述光源包括连续波光源部件。
7. 如权利要求 1 所述的光学扫描系统,其中所述反射光学元件包含邻接在一起的多个反射镜小平面,以此形成连续的环状反射镜,并且其中所述光束图案被所述反射镜小平面反射。
8. 如权利要求 1 所述的光学扫描系统,其中所述反射光学元件包含连续形成的环状反射镜,所述连续形成的环状反射镜提供了所述目标眼部组织的连续 360 度视图,并且其中所述光束图案被所述环状反射镜反射。
9. 如权利要求 1 所述的光学扫描系统,其中所述光源产生所述光束中的校准光和治疗光。
10. 如权利要求 9 所述的光学扫描系统,其中所述光源包括用于产生所述校准光的第一光发生装置和用于产生所述治疗光的第二光发生装置,所述第二光发生装置与所述第一光发生装置是分离的。
11. 如权利要求 9 所述的光学扫描系统,其中所述光束图案包括所述校准光的校准图案和所述治疗光的治疗图案。
12. 如权利要求 11 所述的光学扫描系统,其中所述校准图案在所述目标眼部组织上提供所述治疗图案的位置的可视指示。
13. 如权利要求 11 所述的光学扫描系统,其中所述校准光是可见光,并且所述治疗光是非可见光。
14. 如权利要求 11 所述的光学扫描系统,其中所述校准光具有比所述治疗光更低的功率。
15. 如权利要求 1 所述的光学扫描系统,其中所述目标眼部组织是所述患者眼部的小

梁网,并且其中所述反射光学元件是安装在所述验眼透镜组件内的前房角镜反射镜。

16. 如权利要求 1 所述的光学扫描系统,其中所述控制器用于控制所述扫描装置和所述反射光学元件以使所述反射光学元件配合所述光束的移动来移动。

## 用于光学眼科治疗的方法和装置

[0001] 本申请要求 2004 年 6 月 28 日提出的美国临时申请 No. 60/583, 436 的利益。

### 技术领域

[0002] 本发明通常涉及患者眼部的眼科治疗, 并且具体涉及在多个部位上对患者眼部的小梁网的光电医学治疗。

### 背景技术

[0003] 众所周知, 青光眼是一组潜在地使人衰弱的眼科疾病, 每一种都与致盲的高风险相关联。这些病症包括 (但不限于): 开角型青光眼、剥脱性青光眼和色素性青光眼。所有这些青光眼病症所共有的是小梁网 (TM) 不能充分平衡来自睫状体的眼房水的产生和它的排出, 从而升高了眼内压 (IOP)。与青光眼相关联的眼压过高导致组成视神经的细胞逐渐退化。当神经细胞死亡时, 视力会慢慢丧失。常常, 视力的丧失是不易觉察的直至明显的神经损害已经发生。

[0004] 由于青光眼导致的视力丧失是不可逆的。来自美国国家卫生研究院和世界卫生组织关于青光眼的最新的流行数字是令人心寒的。在美国, 青光眼是致盲的第二主要原因并且是可预防失明的第一主要原因。估计超过 3 百万的美国人罹患青光眼, 但是只有其中一半的患者知道自己患有青光眼, 大多数患者遭受被称为开角型青光眼的痛苦。这些人当中将近有 120, 000 人因为青光眼而失明, 占有失明病例的 9% -12%。每年, 青光眼患者去看美国医生的次数超过了 7 百万次。从社会保障福利金、丧失的所得税收入和卫生保健支出的角度来看, 美国政府每年单独的开支估计将超过 \$15 亿。全世界青光眼疑似病例的数目大约在 6 千 5 百万。尽管青光眼同样不能预防, 但是如果这种疾病早期发现并治疗的话, 其后果是可以避免的。

[0005] 今天, 存在有各种各样的用于治疗青光眼的治疗选择。创伤性外科手术通常被用作最后的手段。第一线的疗法是使用药物降低 IOP。当然, 这些不是万应药。实际上, 药物不会对大多数患者起作用。大多数这些开角型青光眼病例目前通过激光疗法来解决, 例如氩激光小梁成形术 (ALT) 和选择性激光小梁成形术 (SLT)。ALT 和 SLT 过程要求患者的小梁网 (TM) 的每 180 度大约 100 个激光点的均匀间隔。50  $\mu$ m 和 40  $\mu$ m 的光点直径分别对 ALT 和 SLT 来说是有代表性的。ALT 治疗通常仅涉及患者的小梁网 (TM) 的 180 度, 而 SLT 被传送到总共 200 个点的整个圆周。对医生和患者来说, 这些疗法是繁重且费时的, 因为激光治疗点是通过手工依顺序施加的。然而, SLT 和 ALT 的主要差别是治疗光的脉冲持续时间。SLT 利用短脉冲, 基本上在空间上使产生的热量局限于目标黑色素颗粒, 这就是为什么 SLT 被认为是“选择性”或“次阈值”疗法, 而 ALT 利用较长脉冲, 导致对 TM 本身的损害, 并且被称为标准的或“凝固”疗法。ALT 和 SLT 利用主要驻留于其中的黑色素吸收的光来处理 TM。

[0006] 图 1 示出的是黑色素、氧合血红蛋白 (HbO<sub>2</sub>) 和还原血红蛋白 (Hb)、主要的眼内发色团的光学吸收谱。图 2 示出的是这个眼睛解剖的结构, 其包括角膜 1、虹膜 2、前房 3、瞳孔 4、晶状体 5、睫状体 6、小梁网 TM 7、结膜 8、巩膜 9 和眼角 10。液体流在图 2 中用箭头示

出。正如从该图中可以看到的, TM 的光学治疗将要求光以非常浅的入射角进入眼部。

[0007] 在美国专利 No. 5, 549, 596 中, Latina 公开了用于眼内色素细胞的选择性损害的方法, 该方法涉及激光照射的使用, 同时不伤害被照射面积内的无色素细胞和胶原结构。这种方法对青光眼 (SLT)、眼内黑素瘤和黄斑水肿的治疗是有用的。Latina 公开了利用脉冲激光的选择性疗法的基本方法。然而, 这种单独脉冲的传送是繁重且费时的。

[0008] 在美国专利 Nos. 6, 059, 772 和 6, 514, 241 中, Hsia 等人公开了通过利用具有介于 350-1300nm 之间波长、10-500mJ 能量和 0.1-50  $\mu$ s 脉冲持续时间的脉冲辐射热消融 TM 的目标区域来治疗人眼中开角型青光眼的非创伤性设备和方法。在这里使用的脉冲比 SLT 中使用的脉冲稍微长一些。然而, Hsia 等人未解决传送单个脉冲的繁重且费时的效果。

[0009] 在美国专利 No. 6, 682, 523 中, Shadduck 公开了非创伤性治疗患者的小梁网以此治疗青光眼的系统。该系统和技术通过激光照射被放置于 TM 深层区域的携带外源发色团的微型可植入物 (纳米晶体颗粒) 将能量直接作用于患者的 TM 中阻塞空间内的血管中层以此增加眼房水流出。这导致热弹性感应的微空腔形成, 其用来消融此处的碎屑和堆积物。这种方法类似于 Latina 的方法, 因为它要求使用短脉冲并且因此应当被认为是“选择性”疗法。然而, 与 Latina 不同的是, 它利用了外源发色团。对于治疗光源的波长选择不再取决于黑色素吸收, 而是相反, 将主要与这种外源发色团的吸收有关。然而, Shadduck 同样未能解决传送单个脉冲的繁重且费时的效果。

[0010] 图 3-5 示出的是当前可用的用来进入 TM 的前房角镜透镜组件 12 的越来越复杂的形式。这种透镜组件目前需要重新引导光以非常浅的入射角进入眼部, 所以光将到达 TM。除了一个或多个聚焦透镜之外, 所有这些透镜组件 12 还包括反射镜 14, 用来使光以浅入射角反射进眼部。图 3 示出的是单反射镜设计, 图 4 示出的是 2- 反射镜设计, 以及图 5 示出的是 4- 反射镜设计。在每一种情形中, 所用的反射镜是平面的。多个反射镜是不连续的并且彼此分离的, 从而在视场中产生空隙。因此, 在填充由不连续反射镜造成的空隙以及进入相对较小的视场之外的 TM 的若干部分的过程中, 必须移动这些前房角镜透镜。

[0011] 因此, 存在有对患者的小梁网的简单灵活的多部位治疗的需求。

## 发明内容

[0012] 本发明通过提供用于在患者的目标眼部组织上实施治疗的光学扫描系统解决了上述问题。该系统包括用于产生光束的光源、用于偏转光束以此产生光束图案的扫描装置和验眼透镜组件, 所述的验眼透镜组件具有用于接触患者的接触面并且具有用于将光束图案反射到目标眼部组织上的反射光学元件。

[0013] 在本发明的另一方面, 用于在患者眼部的小梁网上实施治疗的光学扫描系统包括用于产生光束的光源、用于偏转光束以此产生光束图案的扫描装置和放置在患者眼部上方的验眼透镜组件, 所述的验眼透镜组件包括用于将光束图案反射到患者眼部的小梁网上的反射光学元件。

[0014] 在本发明的又一方面, 在患者的小梁网上实施治疗的方法包括: 将验眼透镜组件放置到患者眼部上方, 其中所述验眼透镜组件包括反射光学元件, 产生光束, 偏转光束以此产生光束图案, 以及将光束图案反射离开反射光学元件并且反射到患者眼部的小梁网上。

[0015] 通过阅读说明书、权利要求书和附图, 本发明的其他目的和特征将变得显而易见。

## 附图说明

- [0016] 图 1 是示出主要的眼部发色团（即黑色素、氧合血红蛋白 (HbO<sub>2</sub>) 和还原血红蛋白 (Hb)) 的光学吸收谱的曲线。
- [0017] 图 2 是人眼前房的解剖的侧面截面图,其包括小梁网 (TM)。
- [0018] 图 3-5 是现有技术的前房角镜透镜组件的侧面截面图。
- [0019] 图 6 是本发明方法的流程图。
- [0020] 图 7A-7D 说明了供脉冲或选通光源使用的示范的扫描图案。
- [0021] 图 8A-8D 说明了供连续波 (CW) 光源使用的示范的扫描图案。
- [0022] 图 9 是说明本发明的光发生和扫描仪组件的示意图。
- [0023] 图 10 是说明利用光纤传送的本发明的光发生和扫描仪组件的示意图。
- [0024] 图 11 是为扫描疗法而优化的本发明的前房角镜透镜组件的侧面截面图。
- [0025] 图 12 是为扫描疗法而优化的本发明的前房角镜透镜组件的备选实施例的侧面截面图。
- [0026] 图 13 是说明本发明的光发生和扫描仪组件的备选实施例的示意图。
- [0027] 图 14 是按照本发明的偏心固定件上的变形光学元件的俯视图。
- [0028] 图 15 是说明本发明的光发生和扫描仪组件的另一个备选实施例的示意图。
- [0029] 图 16 是为扫描疗法而优化的本发明的前房角镜透镜组件的另一个备选实施例的侧面截面图。
- [0030] 图 17 是说明本发明的光发生和扫描仪组件又一个备选实施例的示意图。

## 具体实施方式

[0031] 本发明提供了利用扫描光学系统处理患者眼部的小梁网 (TM) 的仪器和方法。图 6 是本发明方法的流程图。在步骤 1, 可见的校准图案被投射到 TM 上。这个校准图案与后面将利用治疗光照亮的眼睛的若干部分一致并且确保了该系统完全与 TM 的目标部分对齐。在步骤 2, 用户可手工调节校准图案。这个步骤是可选的, 取决于最初投射的精度。这样的调节可能涉及调节图案和 / 或形成图案的光点的大小、尺度、形状、旋转、曲率、椭圆率等以此满足所使用的特定患者接触透镜的要求。在步骤 3, 治疗过程的开始由操作者触发, 例如通过按下脚踏开关或手指开关等来触发。第四步骤是自动传送 (根据步骤 3 的操作者的行为) 光的治疗图案至 TM, 其基本上与光束的校准图案是对齐的。治疗光可用于诊断和 / 或治疗目的。

[0032] 校准和治疗图案可以由单个光点、多个光点、连续的光图案、多个连续的光图案和 / 或它们的任何组合组成。另外, 校准图案不一定与治疗图案相同, 而是优选地至少定义了它的边界以便于为了患者的安全确保治疗光仅仅在所期望的目标面积内被传送。这可以比如通过使校准图案提供预期的治疗图案的轮廓来实现。这样, 如果不是单独的光点本身的精确位置以及因此为速度、效率和精度而优化的扫描, 治疗图案的空间范围可以使用户知道。还可以使校准图案看起来闪烁以便于进一步提高用户的视见度。

[0033] 本发明的方法和设备可将连续波 (CW) 和脉冲光源之一或两者用于标准的、选择性的、和 / 或次阈值疗法。选择性疗法的优先的光学吸收和后来的加热特征改进了导致损

害邻近小梁网的组织和 / 或结构的可能性。因此,在没有基本的间接损害风险的情况下,这样的选择性疗法还考虑相邻组织和 / 或结构的可能的辐射。考虑到该点,校准和治疗图案可包括相邻组织和 / 或结构同时在这种选择性疗法期间主要被置于小梁网。为简洁起见,以小梁网作为目标组织来描述本发明的设备和方法,然而,应当理解,在这样的选择性疗法期间可能涉及相邻组织和 / 或其他组织。

[0034] 优选地,治疗图案在大约不足一秒的时间内完成,因为这是典型可靠的患者凝视时间。更长的曝光时间增加了患者眼部可能非故意移动的风险。因此,优选地是,一旦系统对准了目标组织,就由单次操作者行为完成治疗。如果不是全部 TM 处于单次系统曝光的话,通过投射可处理大部分的治疗光的图案,本发明为激光小梁成形过程提供了减少的治疗时间。在治疗图案于大约不足一秒的时间内被传送的同时,可认为眼部是不动的,并且因此本发明提供了整个标准的激光小梁成形过程中增加的患者舒适感和减少的治疗时间。

[0035] 正如图 7A-7D 所说明的,校准和治疗图案优选地作为投射到目标组织上的光点 S 的图案 P 来形成。这些图案可以经过特别加工,用于将要处理的组织和 / 或用于传送的光学部件(如用来传送校准和治疗光的特定的前房角镜透镜组件)。光点 S 被示为圆形的,但是它不一定是圆形的。光点 S 将可能(但是不一定)具有特征强度分布,如高斯或平顶帽分布,它们是光源的特征。优选地,校准或治疗图案中的所有光点 S 在单次系统曝光中被传送。例如,利用脉冲光源,整个图案 P 在一次用户触发的系统曝光中被传送,其中每个光源脉冲产生独立的光点 S。

[0036] 用于当前治疗的脉冲利用相当于几纳秒至几微秒的脉冲持续时间。因此,任一光点 S 在脉冲期间不会移动,或者在给定这些短脉冲持续时间的条件下,任何扫描运动将可能是最小的(即可以使形成图案 P 的扫描仪连续移动同时光束被加以脉冲并且仍然不会危及治疗的安全)。当然,其他脉冲持续时间是可能的。当脉冲持续时间变得足够长以使在光点 S 的传送期间扫描仪将导致可感知的并且是不想要的移动时,可使扫描仪在照射期间停留于该部位。如图 7A-7D 所示,多个光点 S 可因此被聚集以此产生一维或二维图案 P。正如图 7D 所说明的,图案 P 不必形成光点 S 的规则阵列。当和多反射镜前房角镜透镜组件一起使用时,所产生的图案 P 的数目可匹配前房角镜透镜反射镜的数目和定位。图案 P 和光点 S 的角度和空间范围可以由所使用的前房角镜透镜组件的特性来限制。具体地说,前房角镜反射镜可最终规定图案 P 及其元素可达到的范围。

[0037] 图 8A-8D 说明了一个或多个光点 P 如何可以用来描绘乃至形成拉长的直线或曲线段从而形成图案 P,这对于连续波(CW)光源是理想的。例如,在图 8A 中,以速度 V 扫描光点 S 以此形成图案 P 的线段扫描 LS。当光源不再传送光至正被扫描的、形成线段 LS 的光点 S 时,每条线段 LS 终止。可以许多方式实现这个过程,例如直接间断地选通光源、利用放置于光程上的光闸、使用孔径等。如图 8B 所示,图案 P 可以由多条线段 LS 和 / 或多个光点 S 形成。线段 LS 可以是成形的或弯曲的(如图 8C 所说明的),乃至是弯曲的 / 成形的以此形成几何对象或符号(如图 8D 所说明的)(其作为目标组织的轮廓尤其适合如前所讨论的校准图案)。

[0038] 因此,为了本公开的目的,光的“图案”将意味着至少两个光点 S 不会完全重叠(或一点都不重叠)或者一个或多个光点在单脉冲期间随 cw 光移动,产生投射的直线段或曲线段。

[0039] 正如在下面详细讨论的,在给定连续的前房角镜反射镜的情况下,传送单个、连续扫描以此在 TM 周围照射 360 度是可能的。重要的是注意到通过知道基本光点 S 的大小、取向和能量分布,特定的剂量测定法可以通过不仅调节光功率或光点尺度而且调节扫描速度来指定。如此,可在特定的时间内使光停留在小梁网 TM 的点上,从而将特定量的能量传送至该点。这样,停留时间可被认为是 CW 光的“脉冲持续时间”。考虑到该点,利用  $1\ \mu\text{s}$  的脉冲持续时间、具有  $100\ \mu\text{m}$  直径的圆光点 S 的实际例子要求在目标面积处或周围的  $100\ \mu\text{m}/\mu\text{s}$  的扫描速度。知道小梁网 TM 具有大约 20mm 的平均直径,这意味着小梁网 TM 的整个内部圆周可以在仅仅  $300\ \mu\text{s}$  被扫描。

[0040] 图 9 是适合实施图 6 方法的系统的示意图。利用校准光源 20 来生成校准光,其可以经由输入/输出装置 24、通过控制电子部件 22 来控制。同样地,利用治疗光源 26 可生成治疗光。光源 20 和 26 可以是任何气态或固态激光装置,甚至发光二极管。光源 20/26 优选地为独立装置,因为它们通常产生不同波长和功率电平的光,然而,它们可以组合成产生具有不同或相同波长的校准和治疗光的单个光源。来自光源 20 的校准光优选地对眼部来说是可见的(然而,如果使用备选的可视方案(如红外成像)的话,它可能是不可见的)。来自光源 26 的治疗光也可以是可见的,但它不一定是可见的。正如可在图 1 中看到的,目标发色团和黑色素的光学吸收极宽。此外,如果目标发色团是外源的,它的吸收特性将首先为治疗光源 26 指定波长的选择。如果治疗光源 26 确实产生了可见光,它还可以代替校准光源 20 用于产生校准图案(例如在没有眼部安全滤光片位于可视通道上时仅仅通过在系统校准期间减少其输出功率)。同样地,如果治疗光源 26 产生非可见光,则它可以借助非可见成像方案以同样的方式被用于校准(例如通过使用红外照相机、扫描激光检眼镜等)。

[0041] 自治疗光源 26 输出的光首先遇到反射镜 30,反射镜 30 将治疗光的固定部分反射到光电二极管 32,以出于安全目的测量其功率。治疗光接着遇到光闸 34、反射镜 36、反射镜 38。光闸 34 基本上用来控制治疗光的传送并且可用来快速选通和/或通常阻挡治疗光。反射镜 36 是可选的旋转反射镜,并且反射镜 38 用来将治疗光和来自光源 20 的校准光组合以此形成组合的校准/治疗光束 46,其中来自光源 20 的校准光可以被调节以使其与下游的治疗光一致。应当注意的是,校准光和治疗光不一定要同时产生的,并且如果是这样的话,在实际当中反射镜 36 组合用于这两个光束的光路(即校准/治疗光 46 在某些时间只包含校准光而在另外的时间包含治疗光)。反射镜 40 用来将组合的校准和治疗光的一部分反射进光电二极管 42 用于另外的测量(并且还提供光闸 34 的状态的冗余监控)。

[0042] 在组合的校准/治疗光 46 进入扫描仪组件 48 之前,透镜 44 可用来调节组合的校准/治疗光 46。透镜 44 可以是单透镜或复合透镜。如果透镜 44 是复合透镜,它可以被配置成变焦透镜组件,该变焦透镜组件调节光点 S 大小以及因此调节图案 P。另一个透镜 50 可被放置到距离扫描仪组件 48 的光学中心一个焦距,以此产生远心扫描(然而这是可选的)。对于包括透镜 50 的系统,远心扫描用来使扫描速度最大,只要其余的光学元件足够大到包含整个扫描。目前可用的眼接触镜片的大部分要求远心输入。

[0043] 光 46 接下来遇到反射镜 52,反射镜 52 将光反射向目标。反射镜 52 包括光谱与校准和治疗光 46 的输出相匹配的高反射涂层,仍允许来自目标的可见光通过以使目标区域透过反射镜 52 是可见的。优选地,涂层将被构造成可白平衡通过反射镜 52 的传输,其中涂层更复杂并且使颜色显得更自然而不是在使用绿色陷波滤波器涂层时的带有粉红色。透镜

50 还可用来使扫描仪组件 48 的光学中点在反射镜 52 上成像,以此在试图增加与可视化装置对着的整个立体角时使反射镜 52 的尺寸最小。当反射镜 52 较小时,可将其直接放置到可视化路径上而没有更多的扰乱。还可将反射镜 52 放置到双目成像设备(如蔡斯裂隙灯活组织显微镜)的中心而不会扰乱可视化。可视化可以通过透过反射镜 52 直接观看视网膜来实现,或者通过由穿过反射镜 52 的光产生将要在如图 9 所示的远程监视器或图形用户界面 54 上显示的视频图像来实现。

[0044] 扫描组件 48 优选地包括两个光学元件 56 和 58(如反射镜、透镜、衍射元件、旋转光楔等),它们可以正交的方式单独倾斜或移动以此偏离(偏转)光束 46,并且最终将其引向小梁网 TM,其中在某种意义上最终的设置将在其上形成图案 P。例如,光学元件 56/58 可以是安装到检流计、螺线管、压电致动器、电动机、伺服电动机、电动机或用于通过使反射镜倾斜来偏转光束 46 的其他类型的致动器上的反射镜。当然,还可使用单元件 2 维扫描仪,如声光致偏器、光频整相阵列、或微反射镜器件。另一方面,反射镜可具有光功率(如具有表面曲率),其中偏转光束可以通过平移反射镜来完成。或者,光学元件 56/58 可以是透镜,其通过透镜的平移运动来偏转光束。在没有扫描仪组件 48 的情况下扫描光束 46 的其他技术包括直接移动光源 20/34 本身,并且使用单个移动的光学元件(包括移动的反射镜 52)。如果光学元件 56/58 具有光功率,则可添加补偿光学元件(图中未示出)以此(与单个照明相反)在小梁网 TM 上产生图像。

[0045] 被扫描仪设备 48 扫描并被反射镜 52 反射的光束 46 通过包括前房角镜反射镜 62 的验眼透镜组件 60 在小梁网上聚焦,前房角镜反射镜 62 使光 46 以非常浅的角度反射进眼部。验眼透镜组件还可包括一个或多个透镜,如直接放置到眼部上的接触透镜 61。为了更好的定位,验眼透镜组件 60 包括接触患者并且相对患者以及尤其相对患者眼部稳定地支撑组件 60 的接触表面(如接触透镜 61 的表面、鼻梁上的表面、前额构件上的表面等)。具有 1、2 和 4 个前房角镜反射镜的验眼透镜组件是公知的并且未能提供不间断的 TM 视图。因此,优选的是,前房角镜反射镜 62 是连续的,如下面关于图 11 和 12 所作的进一步描述。

[0046] 图案 P 的位置和特征还可以利用操纵杆或其他类似输入装置 64 来控制。图案 P 还可以通过仅仅旋转验眼透镜组件 60 来旋转对准前房角镜反射镜 62。图案 P 的最后配置仅仅由系统的光学部件以及当然可用来使其紊乱的任何患者的特异反应性来限制。验眼透镜组件 60 可以是接触或非接触类型组件(如具有触碰或不触碰患者眼部的光学元件)。

[0047] 光源 20 可以经由输入和输出装置 24 通过来自控制电子部件 22 的命令间断地被选通以此产生离散光点,或者仅仅运行 CW 以此产生连续扫描,作为产生校准光的图案 P 的机构。正如上面关于图 7A-7D 和 8A-8D 所讨论的,电子部件 22 同样控制扫描光学部件 56/58 的位置并且因此最终控制治疗光的图案 P 的位置。这样,可使图案 P 或任何它的元素在用户看来是闪烁的。此外,离散光点和闪烁的觉察可以通过仅仅在图案 P 的元素之间快速扫描来实现以便限制在那些中间空间上由用户记录的光量。

[0048] 正如所讨论的,本发明适合与脉冲或 CW 光源一起使用。同样,其固有的灵活性允许在目前仅使用脉冲光源的情形中(如 ALT 和 SLT)使用 CW 光源。通过限制扫描光在目标组织上的停留时间可以这样做,以便组织经历光的“脉冲”,即使光源本身实际上并未加以脉冲。光点 S 的大小、扫描速度 V 以及因此在组织上的停留时间的调节考虑仅仅由扫描元件的速度限制的曝光可能性的有限范围。

[0049] 图 10 示出的是图 9 系统的备选实施例的示意图,其具有光纤传送。在这个实施例中,透镜 70 被用来将组合的校准和治疗光 46 注入光纤 72。退出光纤 72 的光 46 遇到透镜 74 和 76,在光进入扫描仪组件 48 之前,透镜 74 和 76 调节光并且可充当变焦系统。光纤 72 的输出面的图像可以被转送至目标面积,并且可使用“平顶”强度分布而不是典型的高斯分布。图 10 的系统的其余部分与图 9 所示的相同。

[0050] 图 11 和 12 说明了为在 TM 上扫描校准和治疗图案而优化的验眼透镜组件 80。透镜组件 80 可包括一个或多个透镜,用于将光 46 聚焦进眼部,如透镜 81。透镜组件 80 还包括连续的环状内部前房角镜反射镜 82,其“察看”小梁网 TM 的整个圆周并且因此在不必移动或重定位透镜组件 80 的情况下便于整个 TM 的单次完整治疗。连续的环状反射镜指单个连续形成的环状反射镜(即图 12)或由邻接在一起以使在反射镜的整个圆周上不存在断裂或空隙的多个小平面对组成的反射镜(即图 11)。因此,虽然在图像中可能存在有由反射镜小平面的接合处造成的微小的中断,但是不存在其中光在前房角镜反射镜 82 的圆周附近扫描时被损耗的空隙。这样,可进行小梁网 TM 的完整 360 度扫描,其比利用具有彼此分离的反射镜面的现有的前房角镜透镜进行的扫描更完整和均匀。前房角镜反射镜小平面的数目可以选择成以便于提供整个这种完整扫描过程中的基本均匀的治疗。图 11 说明了相邻多面前房角镜反射镜 82,其具有 10 个邻接在一起的小平面 84。图 12 说明了连续、环状对称内部前房角镜反射镜 82。如图所示,这种反射镜也许是截头圆锥体的。虽然其对称性排除了匹配扫描仪输出的角度和空间范围以此产生均匀扫描的要求,这种前房角镜反射镜 82 可能要求变形光学补偿以此抵消其聚焦的非对称性。为此,或许使验眼透镜组件 80 的光学部件结合球柱面或螺旋管形聚焦以抵消前房角镜反射镜 82 的作用。应当注意的是,其他光学元件(如衍射或折射元件)而不是反射镜 82,可用来将光 46 引导进眼部并且引导至 TM 上(以连续的方式),例如棱镜、光栅等。同样地,正如下面所详细讨论的,可将非球面光学元件添加到扫描仪组件本身而不是接触透镜,并且使其与扫描光的位置配合旋转以此产生所期望的光学均匀性。

[0051] 可使与图 11 和 12 的透镜组件一起使用的扫描系统提供其角度和空间范围匹配验眼透镜组件 80 的特定光学部件的校准和/或治疗光的扫描,以便于在小梁网 TM 上产生具有整体均匀性的扫描。例如,扫描组件 48 的扫描可以被调节以此补偿多个反射镜小平面对 84 的数目、位置和角取向,从而产生离开那些反射镜小平面对 84 的 TM 的均匀扫描。这种扫描优选地被重新编程装入控制电子部件 22 和/或被用户调节,以使一旦系统对准 TM 并且用户触发治疗扫描,自动治疗可发生。

[0052] 图 13 说明了与图 9 所示实施例类似的另一个实施例的示意图,除了添加了旋转的变形光学元件 86 之外。在这个实施例中,变形光学元件 86 被用来补偿如图 12 所示的验眼透镜组件的柱面聚焦。控制电子部件 22 调整扫描反射镜 56/58 的位置和变形光学元件 86 的旋转以此最终产生具有设于小梁网 TM 上的所期望的光学均匀性的扫描。可以各种方式提供变形补偿。变形光学元件 86 可以是比如柱面透镜(单个或多个元件)。这种透镜不一定是单元件透镜,而是可以是多元件透镜。多元件透镜可用来更好地补偿在校准光和治疗光的光学输出是不同波长时可导致校准光和治疗光之间差异的任何色差。然而,它的出现是以补偿变形光学元件 86 的尺寸和质量的增加为代价的,从而增加其惯性力矩并使其更难以快速加速。反射镜可用作变形光学元件 86 以此排除对这种设计复杂性的要求。此外,

变形光学元件 86 可以是自适应光学部件,其接下来将不需要旋转。相反,它可被重新配置成可产生所期望的效果。

[0053] 图 14 说明了如何改进上述的加速变形元件 86 的困难。在这里,变形元件 86 的侧向尺度已经被变为最小以使其刚好容纳扫描仪组件 48 的输出端。变形元件 86 可接着被放入偏心固定件 88 以使在偏心固定件 88 配合扫描旋转时变形元件 86 将俘获光 46。变形元件 86 的光轴 90 基本上垂直对准偏心固定件 88 的半径 R 以便于补充上面讨论的验眼透镜组件 80 的光学效应。这个组件现在构成了可仅仅由于其具有的惯性力矩而被加速的变形元件 86 的配置,其在与主要由光学元件组成的变形元件 86 的配置相比较时明显被减小。这样,基本均匀的光点可以在小梁网 TM 上的任何点处产生。随后,这为脉冲和 cw 光源的均匀扫描作了准备。正如上面关于图 8A-8D 所讨论的,在 CW 光源的情形中,扫描速度可以被控制以便调节光的停留时间和累积的能量沉积。

[0054] 图 15 示出的是与上面关于图 9 讨论的实施例类似的另一个实施例的示意图,但是在扫描组件 48 中添加了自适应光学元件 92 代替扫描反射镜 56/58,用于扫描光 46。在这个实施例中,自适应光学元件 92 可以被重新配置成可产生复杂的光学系统。例如,利用这种单元件可对光 46 进行扫描和任何可能的变形校正。这种光学元件 92 的某些实例包括:可变形反射镜、可变形透镜和光学相位阵列。

[0055] 图 16 示出的是本发明的另一方面,其中附加的内部反射镜 94 被添加到图 12 的透镜组件 80。内部反射镜 94 与前房角镜反射镜 82 协同工作以此产生小梁网 TM 的正像。正如在图 11-12 的描述中讨论的,内部反射镜 94 和前房角镜反射镜 82 可独立包括单个或多个小平面的、或者单个连续元件。

[0056] 图 17 示出的是本发明的另一方面,其中使接触透镜内的前房角镜反射镜 62 与扫描仪的输出端一起旋转以此允许在没有变形校正的复杂性情况下的 TM 的完整 360 度治疗。前房角镜反射镜 62 可以被安装到透镜组件外壳的内表面上,并且使其以保持反射镜面和入射光束的光轴之间的恒定角度的方式绕着透镜光轴旋转。这一点可以许多不同方式来完成,例如通过使用小电动机和外部接触正齿轮组件以此直接旋转反射镜外壳、或具有螺旋凸轮和从动机构布置的齿条齿轮。此外,利用旋转编码器监控透镜位置将考虑它在闭环反馈系统中的安全使用。

[0057] 将会了解,本发明不受限于上面描述以及这里所说明的实施例,而是包含属于所附权利要求范围的任何以及所有变化。例如,本发明的扫描方法和设备可以眼部组织而不是 TM 为目标。另外,在利用光程上其他光学元件可以手工瞄准治疗图案的情形下,可以省略校准图案和光源。

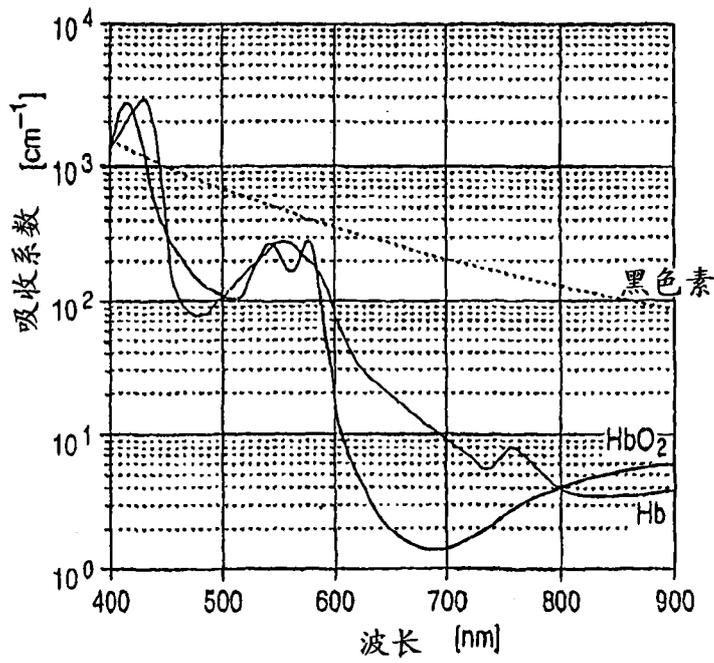


图 1

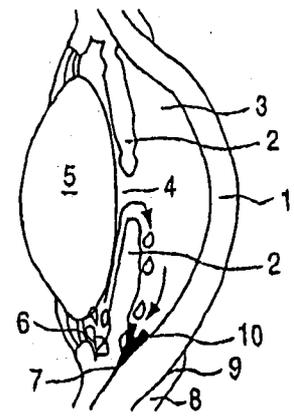


图 2

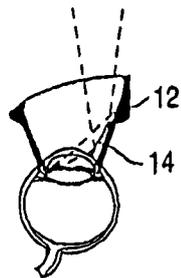


图 3  
(现有技术)

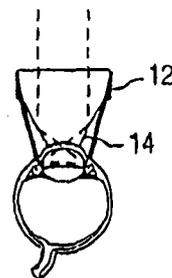


图 4  
(现有技术)

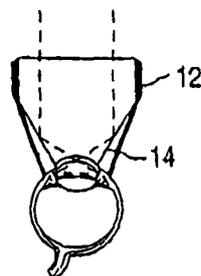


图 5  
(现有技术)

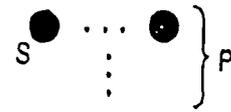
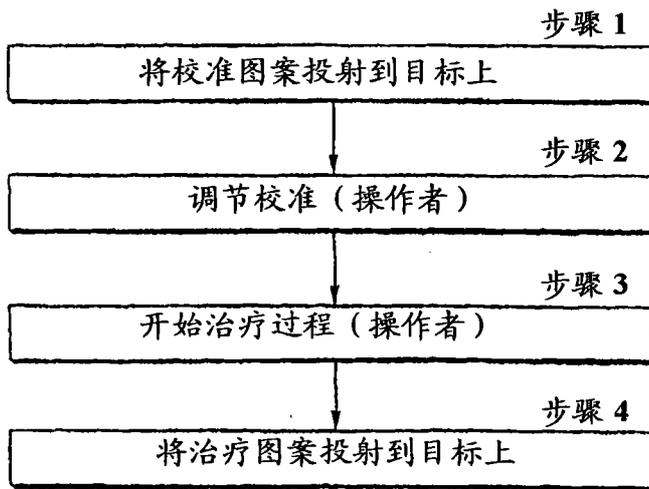


图 7A

图 6

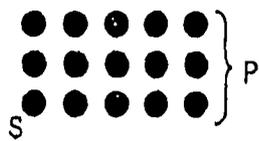


图 7B

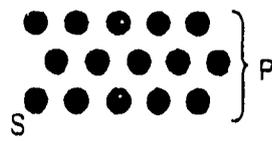


图 7C

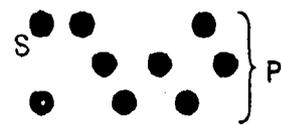


图 7D

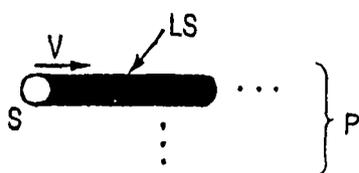


图 8A

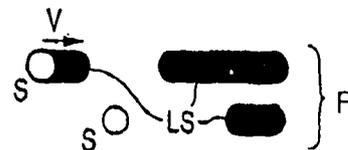


图 8B

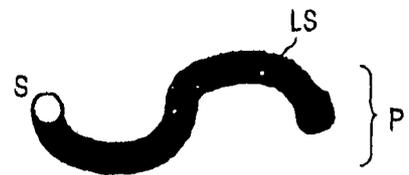


图 8C

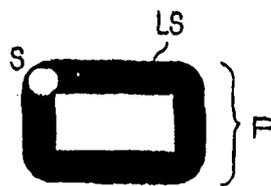


图 8D

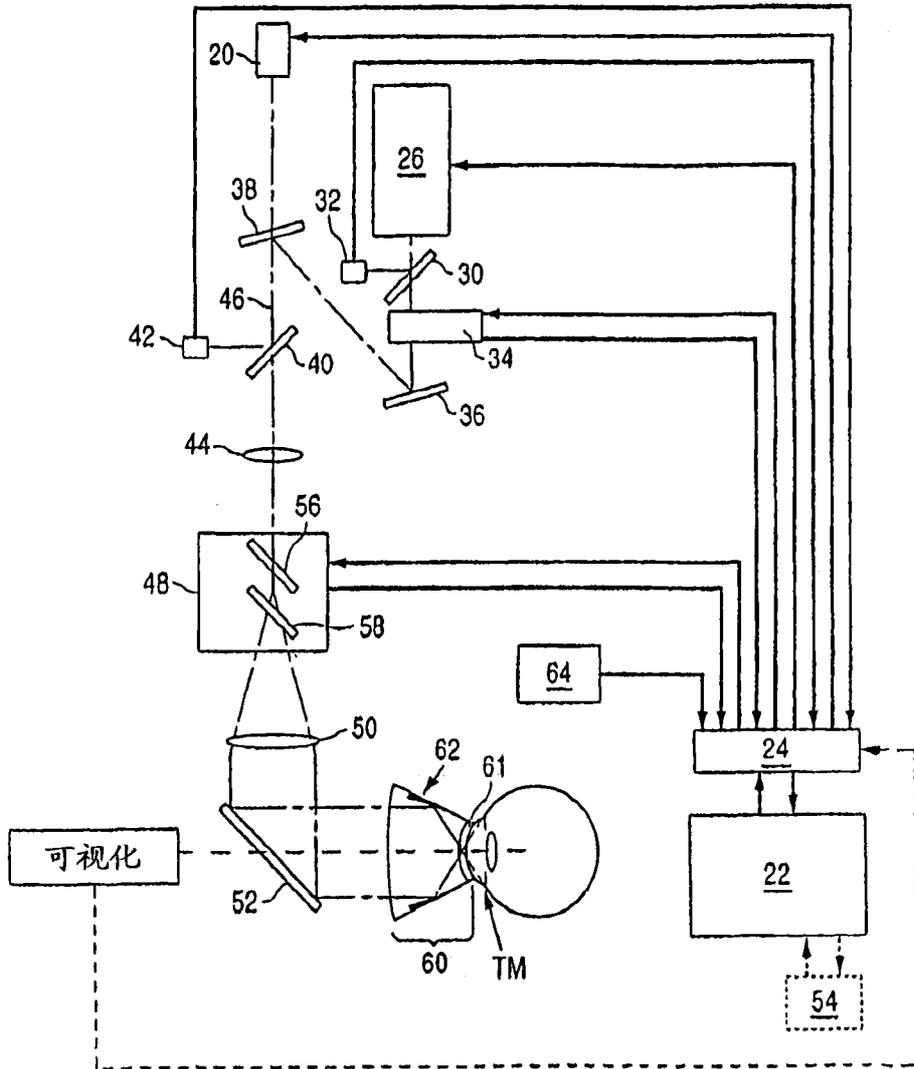


图 9

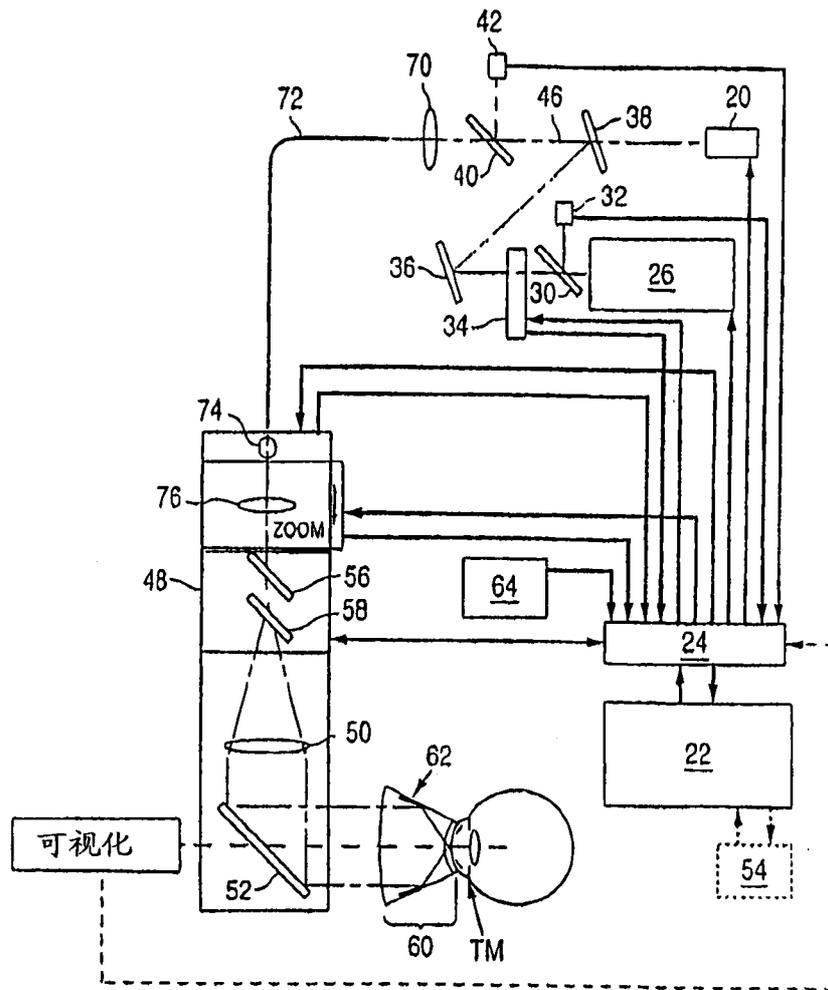


图 10

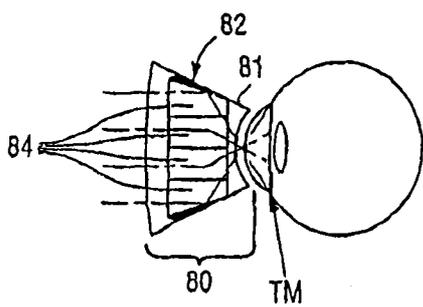


图 11

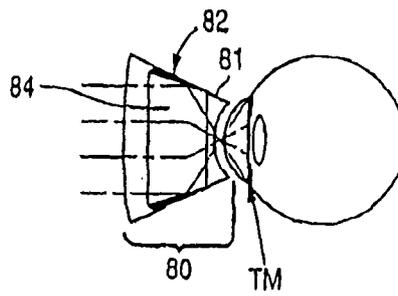


图 12

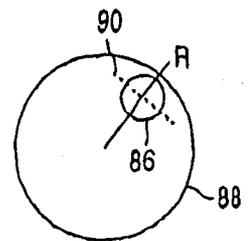


图 14

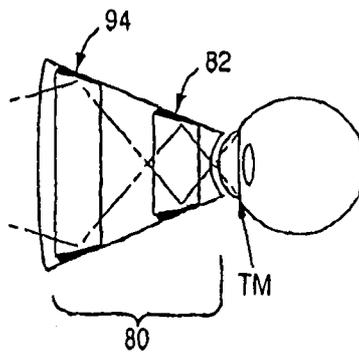


图 16

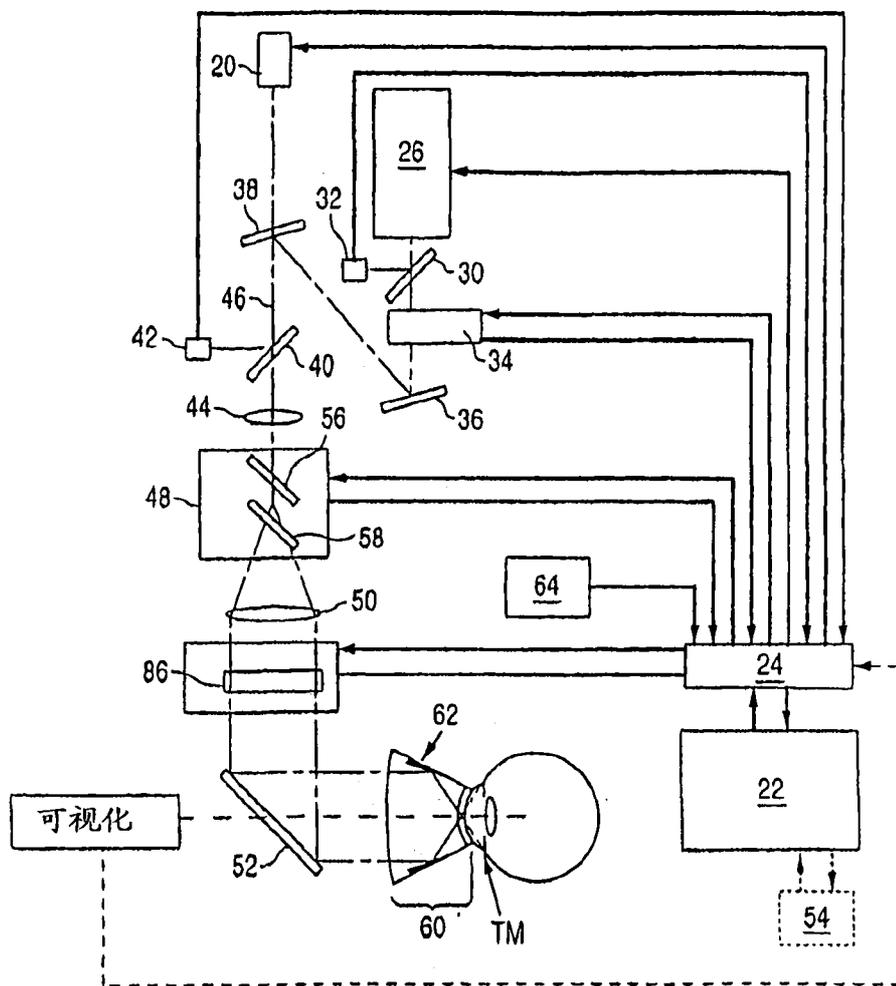


图 13

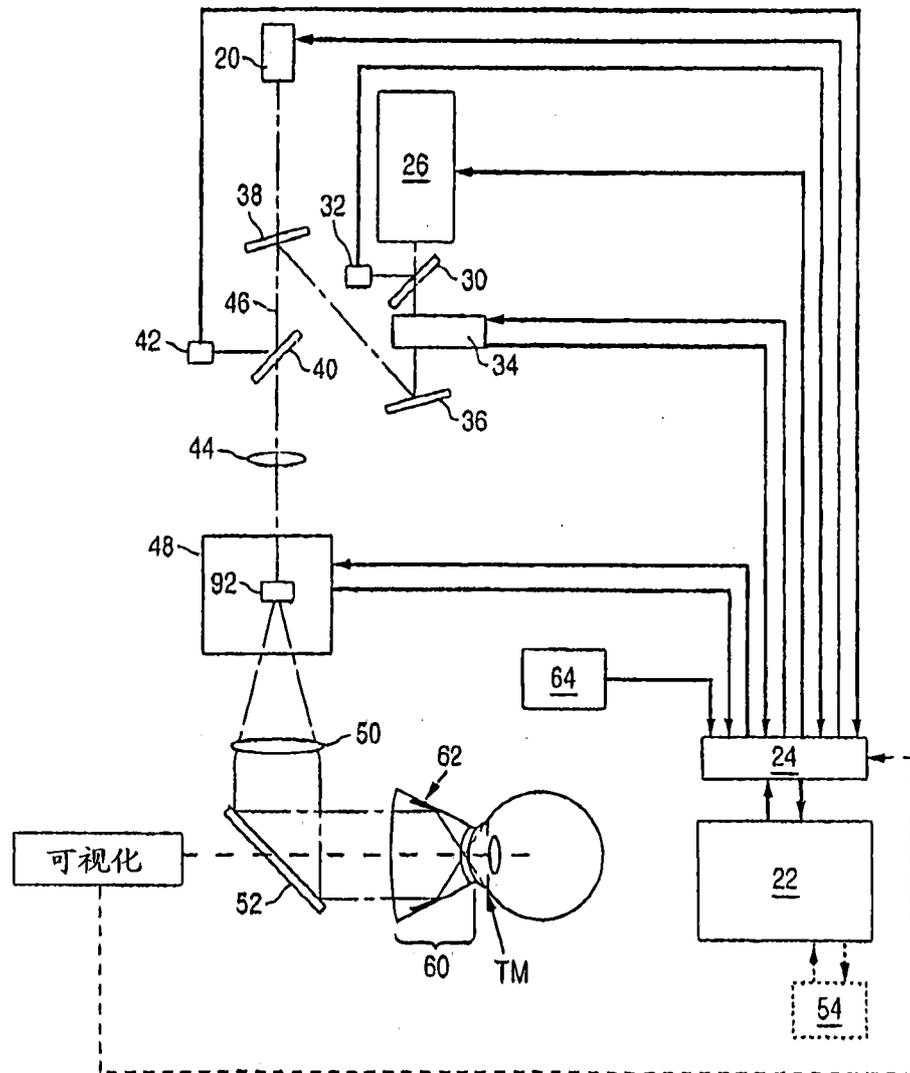


图 15

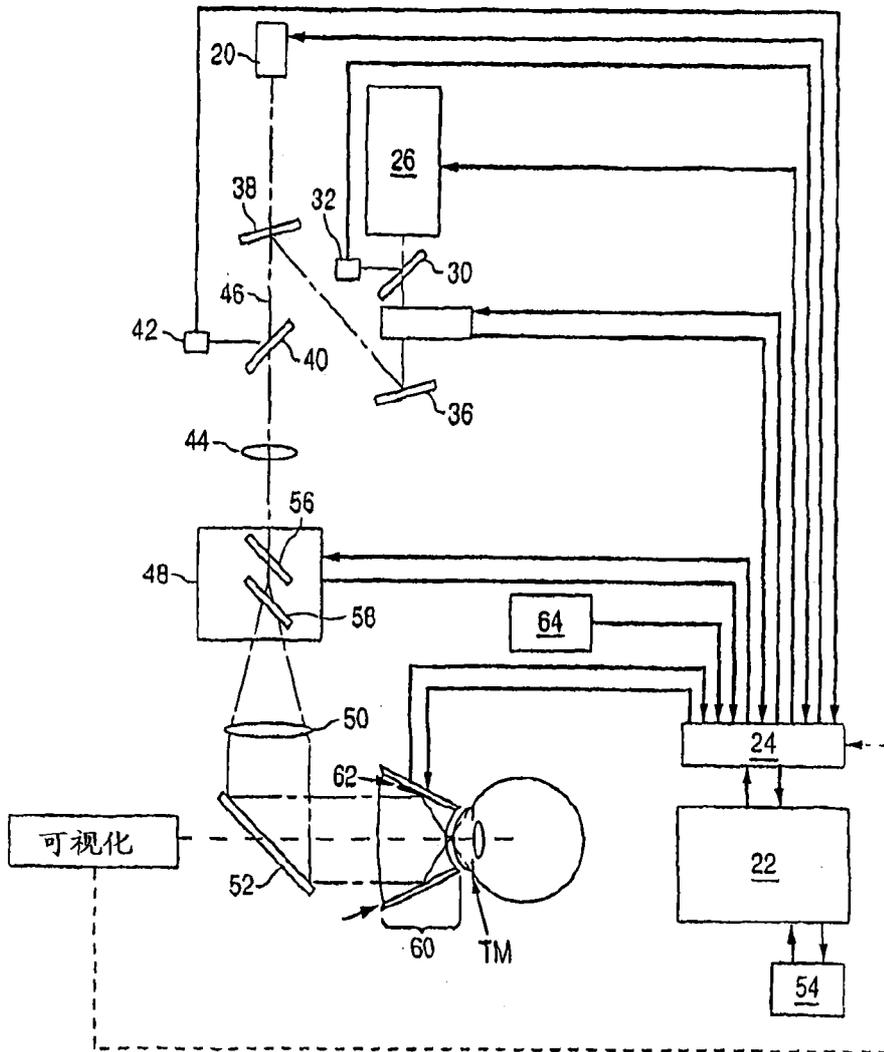


图 17