



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119031893 A

(43) 申请公布日 2024.11.26

(21) 申请号 202380034060.2

(22) 申请日 2023.04.13

(30) 优先权数据

63/330,590 2022.04.13 US

63/340,617 2022.05.11 US

63/425,587 2022.11.15 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.10.14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2023/018533 2023.04.13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/200978 EN 2023.10.19

(71) 申请人 Z光学股份有限公司

地址 美国田纳西州

(72) 发明人 M·舒斯特

(74) 专利代理机构 北京世峰知识产权代理有限公司 11713

专利代理师 卓霖 刘娟

(51) Int.Cl.

A61F 2/16 (2006.01)

G02C 7/02 (2006.01)

G02C 7/06 (2006.01)

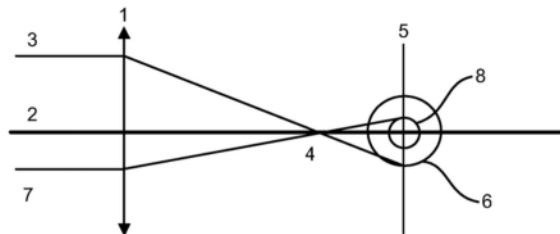
权利要求书1页 说明书13页 附图12页

(54) 发明名称

高清晰度和扩展景深眼内透镜的优化

(57) 摘要

公开了针对该透镜的期望的扩展焦深、扩展景深或(一个或多个)其他特性而优化、增强或改善的透镜配置。所公开的系统和方法能够选择透镜参数(诸如光学区直径、曲率半径、圆锥常数和阿尔法系数)以最大化或以其他方式增强该透镜的一个或多个特性。



1. 一种定义眼科透镜形状的方法,其包括:
识别定义所述透镜的物理特性的方程,所述方程包含至少一个透镜参数;
使用所述透镜参数的第一值实现所述方程的输出;
使用评价函数对所述输出进行评分;
使用优化算法迭代地改变至少一个透镜参数的值,直到所述评价函数实现可接受的分数。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述评价函数基于所述透镜的视觉敏锐度。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述评价函数包含远视觉敏锐度、中间视觉敏锐度和近视觉敏锐度中的至少一者。
4. 根据权利要求2所述的方法,其中所述评价函数包括远、中间和近的LogMAR视觉敏锐度的总和。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中所述方法实现了具有足够焦深的透镜以使得所述透镜的用户能够以预定的视觉敏锐度看到远处对象和近处对象两者。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述优化算法包含梯度下降、牛顿法、模拟退火、穷举搜索、强力搜索、随机优化方法、随机子集优化、贪婪或非贪婪算法、线性编程优化和/或生成或测试技术。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中所述方程定义了球面透镜。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述方程定义了非球面透镜。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中所述方程是定义所述透镜表面的高阶多项式方程。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中所述方程定义了自由形式的透镜表面。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中所述至少一个透镜参数是曲率半径。
12. 根据权利要求1的方法,其中至少一个透镜参数是圆锥常数。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中所述物理特性是所述透镜的外表面。
14. 根据权利要求1的方法,其还包括制造所述透镜。

高清晰度和扩展景深眼内透镜的优化

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2022年4月13日提交的美国专利申请第63/330,590号、2022年5月11日提交的美国专利申请第63/340,617号、以及2022年11月15日提交的美国专利申请第63/425,587号,标题为“高清晰度和扩展景深的眼内透镜的优化(OPTIMIZATION OF HIGH DEFINITION AND EXTENDED DEPTH OF FIELD INTRAOCULAR LENS)”的优先权,这些专利申请的内容通过引用整体并入本文。

背景技术

[0003] 用于扩展焦深同时消除常见缺点的常规光学透镜解决方案包含具有离散区的衍射和折射多焦点透镜。其他常规的解决方案包含具有随透镜半径变化的焦度分布的非球面透镜。在非球面透镜形状的情况下,通过改变圆锥常数K和n阶非球面系数项来设置焦度随半径变化的程度。

[0004] 此类技术具有缺点。例如,在眼内透镜(IOL)的情况下,离散区的放置对瞳孔大小敏感。如果特定的焦度区被扩张的瞳孔暴露或被收缩的瞳孔覆盖,则它将显著地改变IOL的合成焦度。在另一示例中,多区配置根据定义引入了不想要的视觉伪影,例如光晕。对于给定距离处对象,一个区可以处于极佳或良好的聚焦,而其他区可以处于略微不太理想的聚焦。这在主要对象周围引入多个图像和光晕。此外,对于区的量较少,光晕将变得更加明显和清楚。

[0005] 需要减轻或消除上述缺点的透镜配置。

发明内容

[0006] 公开了针对IOL的期望的扩展焦深、扩展景深或(一个或多个)其他特性进行了优化、增强或改善的用于IOL的配置解决方案。所公开的系统和方法能够选择透镜参数,诸如光学区直径、曲率半径、圆锥常数和阿尔法系数,以最大化或以其他方式增强期望的特性。可以被优化或增强的一些示例特性是焦深、最小化不良(低于20/20)性能区、以及确保关于偏心、倾斜、离轴线光源、手术植入误差和IOL焦度选择误差的稳健行为。

[0007] 在附图和以下描述中阐述本文所描述的主题的一个或多个变型的细节。根据说明书和附图以及权利要求书,本文所描述主题的其他特征和优点将变得显而易见。

附图说明

[0008] 图1A和图1B图示了使用近视眼睛的瞳孔大小来减少单色像差并且增加或扩展景深的基本方法。

[0009] 图2A和图2B图示了使用远视眼睛的瞳孔大小来减少单色像差和增加景深的基本方法。

[0010] 图3A和图3B图示了使用正视眼睛的瞳孔大小来减少单色像差和增加景深的基本方法。

- [0011] 图4A和图4B图示了使用瞳孔大小减少色差的基本方法。
- [0012] 图5A和图5B图示了限制有效瞳孔大小的虚拟光圈的基本概念。
- [0013] 图6A、图6B和图6C图示了示例IOL的整体结构。
- [0014] 图6D示出了示例IOL的另一实施例。
- [0015] 图7图示了在虚拟光圈区中具有六边形采样的微透镜的示例IOL。
- [0016] 图8图示了提供近视觉分区和距离视觉分区两者的IOL光学区的示例分区。
- [0017] 图9至图11涉及用于修改IOL的表面下区域的系统。
- [0018] 图12示出了计算系统。

具体实施方式

[0019] 在进一步描述本主题之前,应理解的是,本文所描述的主题不限于所描述的特定实施例,因为此类实施例当然可以变化。还应理解的是,本文使用的术语仅用于描述特定实施例的目的,并且不旨在限制。除非另有定义,否则本文使用的所有技术术语具有与本主题所属领域的技术人员通常理解的相同的含义。

[0020] 公开了针对IOL的(一个或多个)期望特性进行了优化、增强或改善的用于IOL的配置解决方案。所公开的系统和方法能够选择透镜参数(或定义透镜的方程的参数),诸如光学区直径、曲率半径、圆锥常数、阿尔法系数和/或多项式系数,以最大化或以其他方式增强期望的特性。可以被优化或增强的一些示例特性是焦深、最小化不良(低于20/20)性能区、以及确保关于偏心、倾斜、离轴线光源、手术植入误差和IOL焦度选择误差的稳健行为。

[0021] 还公开了一种系统、设备和方法,其至少通过提供有晶状体眼或无晶状体眼IOL来克服IOL的局限性,该有晶状体眼或无晶状体眼IOL提供散焦和散光的校正,减小更高阶的单体像差和色差并且提供扩展的景深以改善视觉质量。所公开的IOL在本文有时被称为Z+光学部或Z+IOL。美国专利第10,285,807号、美国专利申请序列号第16/380,622号和PCT申请PCT/US20/37014号描述了相关的系统和方法,并且这些专利的全部内容通过引用并入本文。

[0022] 现在提供用于减小单体像差和色差并且提供增加的景深的基本原理的描述。图1A示意性地图示了以光学轴线2为中心的单个会聚透镜1。来自远处对象的入射光线3平行于光学轴线,并且与透镜的焦点4(基于对应的图,具有后缀b、c、d、e或f)相交。如果透镜焦度(lens power)被适当地选择,则焦点与观察平面5重合,否则在透镜焦度与观察平面的位置之间存在不匹配,使得焦点在观察平面的前面或后面。

[0023] 在图1A中,焦点在观察平面的前面。如果以与入射光线3相同的光线高度追踪所有入射光线,则模糊圆6位于观察平面5上。观察平面正交于光学轴线取向并且因此在图中示出为竖直线。为了便于观察,模糊圆6和模糊圆8在图的平面中示出,然而,模糊圆实际上包含在观察平面中。光线高度小于入射光线3的其他平行入射光线落入此模糊圆6内。一条此类光线是比入射光线3更靠近光学轴线的平行入射光线7。入射光线7也与焦点4相交并且然后与观察平面5相交。追踪光线高度等于入射光线7的所有入射光线会追踪出具有小于模糊圆6的直径的模糊圆8。

[0024] 图1B图示了图1A中相同的光学系统,但现在入射光线是针对更靠近光学系统的对象,如由入射光线3b和入射光线7b上的斜率所指示。效果是,更近对象的焦点4(基于对应的

图具有后缀a、b、c、d或f)现在更靠近观察平面,并且模糊圆6b和模糊圆8b两者都小于它们在图1A中的对应部分,但原理是相同的:与更靠近光学轴线的透镜1相交的光线在观察平面上具有更小的模糊。为了将图1的简单光学结构与人眼联系起来,会聚透镜1表示眼睛的光学系统(包含角膜和透镜或眼内透镜)的主平面。观察平面5表示视网膜。如图所示,焦点4在观察平面(视网膜)的前面,因此此图是针对近视眼睛或近视力眼睛的。模糊圆6和模糊圆8(或6b和8b)的大小表示视网膜上的散焦量,其中较小的模糊圆直径比较大的模糊圆直径提供更清晰的视觉。

[0025] 应注意的是,关于入射光线高度和模糊圆大小的相同关系也适用于远视眼睛或远视力眼睛。这在图2A和图2B中示意性地图示,图2A和图2B示出了对应于远视力眼睛的光线。在来自远处对象的光线3和光线7的图2A中,以及在光线3b和光线7b的图2B中,较小的光线高度导致视网膜(观察平面)上较小的模糊圆。

[0026] 类似地,图3A和图3B(统称为图3)示出了相同的平行光线高度对模糊圆直径的特性适用于正视眼睛。对于远处对象,焦点4e现在在视网膜上(由于眼睛是正视的),并且模糊圆6e和模糊圆8e具有零半径。对于更近的对象,焦点4f在视网膜后面,并且对应于更靠近光学轴线的射线7b的模糊圆8f具有比对应于更远离光学轴线的射线3b的模糊圆6f更小的直径。

[0027] 一般来说,眼睛具有像差,这意味着当入射光线位置改变时,眼睛中的焦点也改变。但无论焦点位于何处(在视网膜前面、上面还是后面),随着入射光线高度的减小,视网膜上的模糊圆直径也减小。换句话说,对于眼睛中给定量的散焦(屈光误差),随着入射光线高度的减小,视觉得到改善。当某人眯着眼睛使眼睑阻挡住远离眼睛光学轴线的入射光线以试图更清楚地看到失焦的远处或近处对象时,使用这一原理。

[0028] 图1A至图3B中所示光线追踪是针对单一波长的入射光的。对于多色光,存在多种波长。这通常由如图4A和图4B(统称为图4)中示出的三种不同波长的光线来说明。众所周知,对于眼睛的组成部分和典型的光学材料,随着光波长的增加,折射率降低。

[0029] 在图4A中,会聚透镜21具有光学轴线22。入射彩色光线23由近似地跨越可以见光的范围的蓝色(450nm)光、绿色(550nm)光和红色(650nm)光的三种波长组成。由于三种波长的折射率不同,蓝色光线24比绿色光线25折射更多,并且绿色光线比红色光线26折射更多。如果绿色光线聚焦,那么它在光学轴线处跨观察平面27。这三条光线的彩色扩散导致观察平面上的彩色模糊28。

[0030] 在图4B中,入射彩色光线29具有比4A中的彩色光线23更低的光线高度。这导致在观察平面处较小的彩色模糊33。因此,正如图1A至图3B的单色模糊一样,彩色模糊随着彩色光线高度的降低而降低。通过将会聚透镜21视为眼睛的主平面并且将观察平面27视为视网膜,可以将图4中的情况与眼睛联系起来。人眼通常具有大量的色差(在中心视觉范围上大约1.0至1.2屈光度),因此此色差的减少可以显著导致眼睛视觉质量的显著的改善,特别是当通过其对比敏感度来测量时。

[0031] 综上所述,图1A至图4B图示了降低光线高度降低了视网膜处的单色像差和色差两者,由此提高了视觉质量。这可以通过减小瞳孔直径来阻挡离光学轴线距离较大的光线,或通过跨视网膜均匀地和/或广泛地扩散来自这些光线的光,使得更多的异常光线对中心视网膜模糊圆贡献更少的光来实现。此效果的另一特点是景深随着光线高度的降低而增加,

如图1B、图2B和图3B中所示。

[0032] 图5A示出了具有光学轴线2和光圈35的会聚透镜34。入射平行光线36刚好通过光圈并且因此穿过透镜焦点37并且与观察平面38相交。与光线36具有相同高度的所有平行光线在观察平面上描绘出小的模糊圆39。入射平行光线40被光圈阻挡,并且因此它不能继续到达观察平面以导致更大的模糊圆41。通过此方式,减少入射光线高度的光圈减少了观察平面上的模糊直径。

[0033] 图5B图示了“虚拟光圈”。也就是说,它并不是真正阻挡光线的光圈,但在中心视觉上的光学效果几乎相同。在此图中,入射到虚拟光圈上的光线束40b通过虚拟光圈42扩散,并且通过折射、衍射、散射、反射和/或漫射产生光线43,光线43被广泛地扩散,因此在观察平面上的任意一个位点处对杂散光(模糊光)的贡献非常小。这是所公开的IOL操作的主要机制。虚拟光圈可以经由表面修改、表面下修改或附加到IOL或相对于IOL定位的结构(诸如掩模结构)来实现。例如,掩模结构可以是环形结构或任何环形掩模,其阻挡至少一部分光通过IOL。

[0034] IOL的示例性光学布局

[0035] 图6A至图6C图示了示例IOL的布局,该示例IOL的布局采用光学原理来实现降低单色像差和色差以及增加景深的益处。图6A示出了IOL的前视图,其中前视图可以是前部视图。图6B示出了IOL的后视图,其中后视图可以是后部视图。图6C示出了IOL的侧视图。IOL包含中心光学区46(具有后侧46b),该中心光学区46提供散焦、散光以及透镜所需的任何其他校正(诸如球面像差)。一般来说,对于使用虚拟光圈的IOL,中心光学区直径小于传统IOL的直径。这导致更小的中心厚度,继而使得IOL更容易植入并且允许在手术期间更小的角膜切口,诸如大约2.2mm的切口。中心光学区可以实现可变的光透射率。

[0036] IOL包含相对于中心光学区46的中心位置进一步外围地向外定位的虚拟光圈48。从虚拟光圈48外围地向外移动,至少一个IOL触觉件50(具有后侧50b)位于IOL上。触觉件50可以由一个或多个臂形成,其外围地向外扩展的以定义IOL的最外围边缘。在示例中,光学区的直径为1.5mm。触觉件50可以定义IOL的最外围区域。当IOL定位在眼睛中时,入射在光学区的前部光学表面上的第一组多条光线可以穿过光学区以在视网膜上形成图像,而入射在前部虚拟光圈表面上的第二组多条光线在IOL的下游朝向并且跨视网膜广泛地分散,使得图像包括扩展的景深,并且其中虚拟光圈减少了图像中的单色像差和色差。光学区可以包括双焦点光学器件、三焦点光学器件和多焦点光学器件中的至少一者。

[0037] 虚拟光圈通过可选的第一过渡区域47连接到光学区46,该第一过渡区域47位于光学区46的外围边缘,使得虚拟光圈是围绕或部分地围绕光学区的第一外围区域。触觉件可以包括用于将眼内透镜定位在眼睛内的第二外围区域。第一过渡区域位于光学区46的外围地向外。可选的第二过渡区域49将触觉件50连接到虚拟光圈48。第一过渡区域47和第二过渡区域49被配置为确保在相应过渡区域的任一侧上的IOL的外表面的零阶和一阶连续性。实现此类过渡区域的常见方式是多项式函数,诸如三次贝塞尔函数。诸如这些的过渡方法对于本领域技术人员来说是已知的。在IOL的后侧上是中心光学器件区46b、触觉件50b以及它们之间的过渡部47b。图6A至图6C不一定按比例绘制,并且触觉件形状仅用于说明目的。本领域技术人员已知的其他触觉件形状和大小也将是合适的。第一过渡区域和第二过渡区域本身不一定存在于IOL中。

[0038] IOL具有前部表面和后部表面,并且IOL的部件(包含光学区46、第一过渡区47、第二过渡区49、虚拟光圈48、触觉件50)可以各自具有相应的前部表面和后部表面。光学区46具有可以包含至少一个多焦点区和/或复曲面区的前部光学表面。前部表面和/或后部表面的至少一部分或区域(诸如在虚拟光圈的区域或IOL的其他部分中)可以具有实现光穿过其中的期望或预定效果的表面轮廓或形状。在非限制性示例中,前部表面和/或后部表面的表面轮廓包含具有诸如形成一系列凸起和凹陷表面的波形或起伏形状的波纹型轮廓的区域。表面轮廓可以实现关于穿过IOL的光的各种效果。例如,依据所使用的表面轮廓的类型,表面轮廓可以实现宽或较宽的杂散光扩散。该表面轮廓可以用于实现远离视网膜焦点引导的杂散光的扩散。

[0039] 图6D示出了IOL的另一实施例的前视图,该IOL包含中心光学区、多个外围触觉件605,以及具有诸如波纹或波浪的表面轮廓的至少一个区域,如下面进一步描述的。在示例中,光学区具有1.5mm的直径并且用作将远处对象清晰聚焦在中心视网膜上的透镜。

[0040] IOL包含一个或多个取向结构610(诸如一个或多个突起或小块)。在所示实施例中,取向结构610定位在IOL的一部分的外围边缘上,至少一个取向结构610定位在IOL的垂直子午线的第一侧上,并且第二取向结构610定位在垂直子午线的第二侧上。子午线。在图6D中垂直子午线示出为虚线。取向结构610被配置为允许临床医生,诸如外科医生容易地检测到IOL具有面向眼睛的前面的正确侧。应注意的是,如果IOL被取向为后侧面向眼睛的前面,则取向结构610将相对于透镜的垂直逆时针取向。

[0041] 如所讨论的,(一个或多个)触觉件605提供了与眼睛的机械接口,并且将IOL的各个区保持在相对于眼睛的适当位置。

[0042] 示例光学器件区细节-六边形微透镜虚拟光圈

[0043] 图7图示了包含具有一个或多个六边形结构的虚拟光圈的IOL的前视图。IOL具有中心光学区709、第一过渡区710、六边形微透镜虚拟光圈711、第二过渡区712和触觉件713。第一过渡区710将中心光学区709连接到六边形微透镜虚拟光圈711,而第二过渡区712将六边形微透镜虚拟光圈711连接到触觉件713。

[0044] 虚拟光圈采用模拟视网膜的光传感器的采样的二维六边形采样的微透镜阵列。当IOL被植入眼睛中时,此布置对于跨视网膜的广泛地扩散光是有益的布局。

[0045] 六边形微透镜虚拟光圈711包含定位在IOL前侧和/或后侧的多个六边形微结构。当从IOL的前面或后面观察时,六边形形状相对于每个六边形微结构的外边界具有由六边形微结构定义的外边界。也就是说,六边形微结构可以具有由六边形定义的外边界。在六边形微结构中的每个的边界内放置一个小透镜。透镜可以是定位在微结构上或微结构中的结构。透镜也可以在制造期间作为微结构的一部分整体地形成。为了帮助防止视网膜上不希望的光的图案,每个六边形内的微透镜的中心被随机移动或定位在IOL上,并且微透镜的半径也被调整。为了便于六边形微透镜虚拟光圈的制造,在微透镜的六边形边界之间,放置曲率半径大于形成微透镜的车床刀具半径的过渡区域或圆角。在非限制性示例中,此半径为大约0.05mm。

[0046] 六边形可以具有多种尺寸。在实施例中,微结构的六边形的高度大于宽度。在另一实施例中,微结构的六边形的宽度大于高度。在另一实施例中,微结构的外边界是任意形状的多边形。

[0047] 仍然参考图7,第一过渡区710被配置为在光学区709的边缘与中心六边形微透镜区域711之间提供平滑的结构融合。第二过渡区712负责在外围六边形微透镜区域711与触觉件分713之间提供平滑的结构融合。使用贝塞尔曲线或部分贝塞尔曲面来定义相应区的表面可以有效地实现这些过渡区域。其他过渡函数也可是合适的,并且是本领域技术人员已知的。应理解的是,本文所描述的IOL的任何实施例可以被配置为不包含任何过渡区。在实施例中,系统不具有第一过渡区710或第二过渡区。在另一实施例中,该系统仅具有第一过渡区或第二过渡区中的一者。

[0048] 微透镜被实现为一个或多个外表面,该一个或多个外表面至少部分地由可以实现高的光学焦度以将入射光线跨视网膜广泛地扩散的球面、二次曲面或其他类似的外表面定义。例如,微透镜被实现为至少部分由棱镜形状或棱锥形状定义的一个或多个外表面。作为示例,在下面的讨论中说明了具有球面微透镜的实施例。

[0049] 多区域光学区

[0050] 图8示意性地图示了可以包含在本文所描述的任何IOL中的多区域(诸如两个区域)光学区1101。该区域被指示为1109和1110。这些表示两个不同焦度的光学区中的两个不同区域。例如,第一离散区域是中心区域1109,通常地用于提供距离视觉。第二离散区域是外围区域1110,通常用于提供近视觉。近视觉区域的“附加”为大约3.0D并且在2.0D至3.5D的范围内。

[0051] 由于IOL的光学作用机制的特殊性质,提供双焦点光学区不像5.0mm和更大的正常大小的光学区那样成问题。这是因为入射光线在中心光学区直径,通常为1.5mm,之外导致的额外像差广泛地跨视网膜分布以便不对眼睛的中心视觉负面地影响。

[0052] 在示例配置中,中心光学器件的距离焦度区域占据光学器件区面积的75%,并且中心光学器件的近焦度区域占据光学器件区面积的25%。由于中心光学器件区的直径通常为1.5mm,因此光学器件区的中心区域1109具有1.3mm的直径并且光学器件区的其余部分为近视觉区域1110提供25%。

[0053] 对于一些眼睛可能优选的是将距离区域面积和近区域面积的分布分成各自占50%,或距离占25%并且近视觉占75%。为一只眼睛提供用于距离视觉的大部分光学器件区面积,诸如75%至100%,并且为另一只眼睛提供用于近视觉的更大面积的光学器件区面积,这可以用于扩展焦深/单视患者。在此情况下,两只眼睛都具有扩展的焦深,但一只眼睛(通常是主眼)具有稍好的距离视觉性能并且另一只眼睛具有稍好的近视觉性能。

[0054] 为了给光学器件区区域提供期望的光学焦度,可以使用圆锥折射轮廓,或可以使用衍射轮廓。

[0055] 在简单的圆锥折射轮廓的情况下,每个光学器件区经由圆锥提供其光学焦度,使得顶点曲率半径提供期望的光学焦度,并且设置圆锥度(K)值以减少该区域的球面像差。可以使用市场上可买到的光学设计程序,诸如Zemax,或使用封闭形式的分析方程来进行数值优化,以找到顶点半径和锥度。这两种方法对于本领域技术人员来说都是已知的。附加地,可以调整锥度值以进一步增强IOL的景深性能。在-7.5到-9.5范围内,并且通常为-8.717的锥度值,为相等的双凸圆锥光学器件区提供了此类增强。

[0056] 当使用简单的圆锥折射轮廓并且光学区的中心区域9提供距离视觉并且外围区域10提供近视觉时,区域之间的过渡小得可忽略不计。这是优选的布置,因为过渡区域一般会

导致杂散光,否则这些杂散光会被两个光学焦度区域中的一个适当地聚焦。

[0057] 当使用简单的圆锥折射轮廓并且光学区的中心区域9提供近视觉并且外围区域10提供距离视觉时,需要区域之间的过渡来平滑地接合这些区域。此过渡轮廓一般由贝塞尔曲线或圆形圆角实现,这两种曲线对于本领域技术人员来说都是已知的。

[0058] IOL的表面下(subsurface)修改

[0059] 在实施例中,IOL的至少一个区域(诸如IOL的虚拟光圈48)包含至少一个表面下修改,该表面下修改包括对IOL的内部结构的至少一部分的修改。IOL可以包含此类表面下修改以及在IOL的前部外表面和/或后部外表面上的可选外表面特征(诸如外表面上的形状变化或轮廓)。该表面下修改被配置为对穿过该表面下修改或以其他方式与该表面下修改相互作用的光实现期望的光学效果,诸如例如漫射光、均化光或重定向光。IOL的表面下修改为IOL的至少一个区域提供了替代的、高效的且可重复的机制,以漫射并且均匀化穿过其中的光。如下所描述的,通过改变激光损伤位点的大小或修改的折射率轨迹,可以使漫射和均匀化的程度或水平适应特定的要求。损伤位点或损伤轨迹的放置的间距或密度可以改变,此类损伤位点或损伤轨迹的层数也可以改变,以实现期望的光漫射水平。损伤位点或损伤位点的结构也可以用于实现光的方向控制,诸如将光在期望的方向上转向。这使得能够微调和定制IOL或光漫射器设备的光学特性。

[0060] 在实施例中,(一个或多个)表面下修改不定位在虚拟光圈中,而是IOL的光学校正区的可以在或可以不在IOL的虚拟光圈48区域中的部分。在另一实施例中,表面下修改形成IOL的光漫射区域或非IOL的透光体或结构的光漫射区域。例如,本文所描述的特征可以用于非IOL的光漫射器设备。

[0061] 在表面下修改的第一示例实施例中,激光被配置为与IOL的内部区域(即,表面下区域或位置)相互作用以实现表面下修改,诸如在表面下位置处对IOL的结构进行修改。该表面下区域至少定位在IOL的前部表面与后部表面之间。在示例中,激光聚焦在IOL的表面下方以便加热IOL的材料并且在表面下位置处形成位于IOL的材料内的损伤区域或损伤位点。

[0062] 图9示出了激光系统1205的示意图,该激光系统1205被配置为与IOL 1210相互作用(或与随后形成或以其他方式结合到IOL 1210中的材料片或材料体相互作用,或与诸如光漫射器设备的形成非IOL的设备相互作用)。激光系统1205被配置为发射与IOL相互作用的激光1220,例如在IOL 1210的表面下位置聚焦或以其他方式发射预定量能量的激光1220。

[0063] 激光系统1205被配置为发射激光1220,使得激光1220聚焦在IOL材料(诸如在非限制性示例中为玻璃或聚合物材料)的表面下方,或被配置为在表面下位置发射预定水平的能量。在实施例中,激光以高速率脉动。激光1220在IOL材料内部(即,在IOL材料的外表面下方或在前部表面与后部表面之间)形成一个或多个微观损伤点。在示例实施例中,脉冲激光导致聚焦激光位点附近的材料快速加热和膨胀,这形成应力和材料的小规模破裂和气体膨胀,从而形成损伤位点。产生的断裂或损伤位点可以具有极小的尺寸(诸如大约几十微米)。

[0064] 激光可以在横向X/Y方向上快速地且准确地移动,同时聚焦在材料中相对于前部外表面或后部外表面的特定深度处。可以在该深度处形成此类损伤位点的图案或阵列。另外,可以形成此类损伤位点的两层或更多层。(一个或多个)激光焦点的深度被准确地且快速地控制以便达到微米级的深度分辨率。

[0065] 因此,激光由此形成二维或三维的损伤位点阵列,该二维或三维的损伤位点阵列可以布置成多种图案中任意一种。二维阵列包含定位在公共平面上的两个或多个损伤位点。三维阵列包含两个或多个二维阵列。图10示出了IOL 1210的一部分的示意图。应理解的是,图10中的IOL 1210的部分表示为棱镜形状,尽管该形状可以变化。损伤位点1305的二维或三维阵列完全地定位在IOL 1210的外表面下方。该阵列包含一个或多个损伤位点。在所示例中,损伤位点形成等距损伤位点的矩形阵列,尽管阵列和阵列内损伤位点的形状和空间布置可以变化。

[0066] 在IOL的示例制造过程中,可以执行以下步骤。首先,使用任何众所周知的用于形成IOL的方法,诸如在车床上由塑料(或其他材料)坯件形成IOL。IOL可以由在中心部分中具有被配置为能够扩展景深或单目聚焦的光学区的多种材料中任意一种加工而成。在实施例中,IOL被配置为具有本文参考图6A至图7描述的特征。接下来,虚拟光圈可以形成为具有平坦的后部表面和前部表面(即,外表面没有被加工或以其他方式修改)或前部表面或后部表面可以被加工成包含期望的表面特征,诸如凹槽、脊、波浪、波纹、棱镜或任何其他表面特征。接下来,根据规格将一个或多个触觉件加工到基底坯件中,以允许外科植入和在眼睛中的适当放置。

[0067] 然后,如上面所描述的,激光系统1205被用于在IOL的虚拟光圈内形成2维或3维的损伤位点图案。

[0068] 可以采用对准过程和/或系统来适当地对准IOL,使得激光损伤被正确地且精确地瞄准。损伤位点的二维阵列或三维阵列被配置为使得规定量或期望量的光透射和漫射能够穿过其中。例如,图案可以是布置在矩形网格或环形网格中的50微米位点的5至10层图案,其中损伤位点之间的间距为50微米。该图案可以包含层之间的偏移,使得当轴向地观察时间隙被填充。由于损伤位点的均匀分布在植入眼睛时会导致视觉伪影,因此示例性位点图案采用伪随机放置策略。

[0069] 在表面下修改的第二示例实施例中,飞秒脉冲激光(FSPL)被配置为与IOL相互作用(诸如通过聚焦在IOL的表面下位置)以修改IOL的一个或多个表面下位置的折射率。飞秒脉冲激光在表面下位置形成修改的轨迹,其中修改的轨迹具有与修改前材料的折射率不同的折射率。修改的轨迹的不同图案可以提供选择的屈光度、复曲面调整、和/或非球面调整。修改的轨迹的折射率也可以不同于修改的轨迹周围的表面下位置的折射率。不同的折射率可以由经由飞秒脉冲激光暴露于聚焦激光所导致的光子的非线性吸收导致的。

[0070] 再次参考图9,激光系统1205可以被配置为发射飞秒脉冲激光1220。飞秒激光被聚焦到IOL 1210表面下方的点,并且以非常特定的时间和强度分布发出脉冲。可以在XY平面中控制激光,诸如通过使用Galvo定位控制器,这使得能够在XY平面中以非常高的速度和高准确度放置光束。附加地,该系统可以耦接到或以其他方式使用声学控制的聚焦机制使能非常高频率且非常高准确度的聚焦控制。这使得飞秒激光焦点能够以极高的速度和精度定位在基底中任何深度和任何XY坐标处。

[0071] 飞秒激光脉冲影响IOL的内部区域,从而改变IOL的特定表面下区域的折射率并且形成轨迹。该方法可以用于各种IOL材料,包含例如,玻璃、疏水和亲水丙烯酸树脂。导致折射率变化的机制在每个基底中是不同的,但在所有提到的基底中,受激光影响的区域将具有比周围材料更低的折射率。折射率的降低可以依据各种因素,包含基底的特性、激光照射

的强度和持续时间以及材料的厚度。一般来说,大约0.06的折射率变化是可持续地实现的。例如,如果原始亲水性丙烯酸基底在其完全水合配置中具有1.459的标称折射率,那么在激光曝光后,处理过的区域可以具有低至1.399的折射率。

[0072] 图11示出了IOL 1210的一部分的示意图。轨迹的阵列1405(每个具有修改的折射率)完全地定位在IOL 1210的外表面下方。该阵列包含一个或多个位点。在所示示例中,位点形成等距位点的矩形阵列,尽管阵列和阵列内位点的形状和空间布置可以变化。

[0073] 在样本制造过程中,使用车床形成IOL,以形成具有如本文所描述的虚拟光圈的IOL。参考图9,IOL与飞秒激光装置1205对准,该飞秒激光装置120发射聚焦在表面下位置的飞秒激光1210,以创建期望的折射率改变区的表面下图案,从而实现期望的漫射、透射和光束转向。

[0074] 在表面下修改的任何实施例中,如果光进入IOL的话,阵列内的多层损伤位点或损伤轨迹准许窄光束的扩散和均匀化。

[0075] 光学区的优化/增强

[0076] 如上所述,所公开的系统和方法使得用户能够制造具有至少部分地定义了透镜并且最大化或以其他方式增强了IOL的一个或多个期望特性的至少一个参数的透镜(诸如IOL),参数例如为光学区直径、曲率半径、圆锥常数和/或阿尔法系数。可以被优化或增强的一些示例特性或特征是(1)焦深;(2)最小化或减少不良(例如,低于20/20)性能区;(3)确保关于偏心、倾斜、离轴线光源、手术植入误差和IOL焦度选择误差的稳健行为。所公开的过程有时被称为优化过程。然而,应理解的是,此过程不限于优化而且还可以用于增强或修改期望的特性。在实施例中,按照优化过程制造透镜,例如IOL。

[0077] 在任何实施例中可以被认为是可变透射率区的虚拟光圈如本文所描述的那样被配置,并且可按照所公开的优化程序被修改。虚拟光圈可以是散射机制和部分(或完全)光衰减机制两者。也就是说,虚拟光圈的光透射率可以是0%至100%。优化程序主要包含使用标准眼睛模型(诸如定义透镜的方程)建立或定义中心光学区,其中使用优化程序改变模型的参数。参数在一系列变化中被扫描以达到如由被配置为满足预定标准的评价函数测量的最佳光学区定义。眼睛模型可以是以定义了透镜的方面(诸如透镜的表面)的方程的形式。透镜参数可以变化并且可以是例如方程或方程的一部分,诸如,球面、非球面、高阶多项式方程,或其中方程或公式的(一个或多个)参数可以变化的透镜表面的任何数学描述。该方程也可是具有定义透镜形状的一个或多个方面的一个或多个可变参数的任意数学描述。透镜(诸如透镜表面)也可以不由任何特定的公式或方程来定义使得透镜表面的任何数量的位置都可以被独立地优化。评价函数可以变化。

[0078] 虚拟光圈中的散射机制中的一种是定位在虚拟光圈中的多个孔。至少一些或所有的孔具有预定的大小,并且定位在虚拟光圈的一个区域或全部上。此类孔被配置为准许光从中穿过以便形成衍射效果和/或实现或改变期望的不透明度水平。孔可具有孔图案的空间布置/图案、直径、深度和/或密度,使得相对于视网膜的特定光散射图案(当植入眼中时)能够实现期望的漫射效果,诸如,例如,光的均匀分布和/或光的散射。

[0079] 在实施例中,孔在在虚拟光圈上空间地布置为跨虚拟光圈的表面面积具有密度以便在整个虚拟光圈上实现10%至100%范围内的光透明度,其中孔被布置为实现此。如上所述,光学区的直径可以变化,并且在非限制性示例中最小可以是1.5mm。已经表明,1.5mm直

径的光学区处于或接近在中间条件下允许足够的光进入眼睛所需的最小阈值。在另一实施例中,直径的大小为1.5mm至2.8mm或3mm,尽管直径可以变化并且不限于特定的大小。

[0080] 在非限制性实施例中,IOL的光学区相对于IOL的其余部分是可移除且可互换的。也就是说,IOL的除了光学区之外的结构(诸如触觉件)可以被植入并且保留在眼睛中,而光学区区域可以基于处方或其他考虑被移除和替换。

[0081] 现在描述示例优化或增强过程。优化过程可以使用计算系统(诸如下面参考图12描述的计算系统500)来执行或以其他方式实现,其中计算系统可以直接地或间接地通信耦接到透镜制造系统。在初始步骤中,用户选择或识别要优化的透镜的特性。一些示例特性包含深度或焦点和/或景深。例如,优化过程可以选择具有各自约束在预定的端点内同时保持虚拟光圈的直径的景深和/或焦深的透镜配置。其他透镜特性也在本公开的范围内。然后,执行实现端点的优化程序。

[0082] 在定义眼科透镜形状的示例方法中,计算机和/或用户识别定义透镜的物理特性的方程,该方程包含至少一个透镜参数。然后实现使用透镜参数的第一值的方程的输出,并且使用评价函数对输出进行评分。使用优化过程或优化算法迭代地改变透镜参数的值,直到评价函数实现可接受的分数。评价函数可以基于透镜的视觉敏锐度,并且可以包含远视觉敏锐度、中间视觉敏锐度和近视觉敏锐度中的至少一者。评价函数可以包括远、中间和近的LogMAR视觉敏锐度的总和。评价函数可以基于艾里斑或与艾里斑相关,使得艾里斑值被用作对透镜的焦点大小进行评分的极限。例如,评价函数可以将位点大小与艾里斑值进行比较,并且如果位点大小小于或大于艾里斑值预定量,则提供负的分。

[0083] 该方法实现了具有足够焦深的透镜以使得透镜的用户能够以预定的视觉敏锐度看到远处对象和近处对象两者。优化算法或函数可以变化,并且可以包含梯度下降、牛顿法、模拟退火、穷举搜索、强力搜索、随机优化方法、随机子集优化、贪婪或非贪婪算法、线性编程优化和/或其他生成或测试技术。该方程可以定义球面透镜、非球面透镜或自由形式的透镜表面。例如,透镜参数可以包含曲率半径和/或圆锥常数。物理特性可以是透镜的外表面或透镜的其他表面。使用多种透镜制造过程中任意一种,按照优化过程制造透镜。

[0084] 优化过程包含扫描或以其他方式提供对应于透镜的至少一个参数或特征(诸如光学区(其中特征可以至少包含例如曲率半径和圆锥常数))的一系列数值,并且然后将数值插入到描述透镜的方面或参数的方程中,诸如下面描述非球面的方程(3)。与其他形状相关的方程也在本公开的范围内,包含球形和自由形式的光学器件。

$$[0085] \quad z(r) = \frac{r^2}{R \left(1 + \sqrt{1 - (1 + \kappa) \frac{r^2}{R^2}} \right)} + \alpha_4 r^4 + \alpha_6 r^6 + \dots, [3]$$

[0086] 其中

[0087] $z(r)$ 是距离透镜光学轴线(放在 z 方向上)距离为 r 的顶点处透镜表面位移的垂度或 z 分量

[0088] r = 距透镜轴心的径向距离

[0089] R = 透镜的曲率半径

[0090] k = 透镜的圆锥常数

[0091] α = 系数项(在示例中可以被设置为0,尽管该系数也可以以类似的方式被优化)

[0092] 自由形式的光学器件不是基于简单的球面或非球面轮廓和相关联的数学公式。自由形式的光学器件可以采用只要能评价函数中的度量最大化的任何形状。自由形式的光学器件对底层数学描述不做任何假设,使得透镜表面上的每个点都被独立地优化。所有点的聚集构成了光学表面。

[0093] 在实施例中,曲率半径 R 和圆锥常数 k 的数值被扫过(swept across)方程(3)的一系列值。对于每个给定的半径 R 和圆锥常数 k ,使用方程(3)指定非球面透镜的形状。接下来,给透镜分配预定的折射率,该预定的折射率将用于建模程序,以实现多个定义的透镜形状。每个定义的透镜形状定位在由标准接受的眼睛几何因素组成的眼睛模型中,包括但不限于以下眼睛几何因素:

[0094] -角膜几何和角膜折射率

[0095] -水(Aqueous)的折射率

[0096] -虹膜和瞳孔的几何和位置

[0097] -透镜放置几何

[0098] -到视网膜的距离

[0099] -视网膜的形状和曲率

[0100] -光学系统中的像差

[0101] -已知的光学系统异常,诸如白内障或后部囊混浊(PCO)。

[0102] 接下来,计算“远视觉”的视觉敏锐度。在非限制性示例中,“远”距离是4000mm处的光源,这表示了“远”的临床标准定义。这是以LogMAR单位,其中0表示20/20,并且值越小指示视觉敏锐度越好。

[0103] 接下来,计算“近视觉”的视觉敏锐度。在非限制性示例中,“近”距离是400mm处的光源,这表示了“近”的临床标准定义。同样,这是以LogMAR为单位,其中0表示20/20并且值越小指示灵敏度越高。

[0104] 还计算了“中间视觉”的视觉敏锐度。在非限制性示例中,“中间”距离是660mm处的光源,其表示中间的临床标准定义。这是以LogMAR单位,其中0表示20/20,并且值越小指示视觉敏锐度越好。

[0105] 上述模型化的视觉敏锐度用于找到在所有三个距离都具有可接受的视觉敏锐度的透镜特征的组合,例如透镜直径、透镜曲率半径和透镜圆锥常数,如方程(3)中所定义的。

[0106] 正确选择评价函数参数对于优化过程是重要的。可以包含任何参数,但评价函数越受约束,找到可接受的解决方案的机会就越低。在实施例中,评价函数包含光学区的直径(在虚拟光圈版本的情况下)。光学区越大,评价函数的分数越高。较大直径的光学区有利于IOL的整体聚光能力。

[0107] 评价函数可以包含针对特定焦点优化的“最小LogMAR”。这指示对于给定的瞳孔大小,IOL可以做到的绝对最好。在实施例中,最佳状态是直接到达衍射效应的边缘,并且然后停止“改善”性能。评价函数还可以包含近视觉与远视觉之间视觉敏锐度的方差(或可变性的另一种度量)。此情况下的最佳示例是跨整个对焦范围表现非常均匀而没有最佳位点。

[0108] 在示例中,光学区的直径最小为1.5mm。已经表明,1.5mm直径的光学区处于或接近在中间条件下允许足够的光进入眼睛所需的最小阈值。在另一实施例中,直径的大小为1.5mm至2.8mm或3mm。

[0109] 光学区的最大直径可以受到使用所公开的方法可实现的视觉敏锐度的限制。一个示例标准是总是存在至少一个距离(实现0或更低的LogMARD因此视觉敏锐度为20/20或更好的远、中间或近)。另一示例标准是中间距离视觉为20/20或更好,同时保持可接受的近视和远视觉。随着光学区的直径变为更大,这可以变得更加难以实现。

[0110] 下表示出了对此的示例。第一行表示3mm直径的光学器件,具有17.7mm的曲率半径,并且 $k = -100$ 。在此示例中,中间视觉敏锐度好于20/20并且近和远两者都接近20/20。第二行示出了直径为4mm的光学器件,其中没有一个距离实现20/20的视觉敏锐度。

[0111] 然后使用标准的数学优化方法或算法来计算实现期望结果的参数组合。一些示例优化技术包含但不限于:梯度下降、牛顿法、模拟退火、穷举搜索、强力搜索、随机优化、随机子集优化、贪婪或非贪婪算法、线性编程优化和/或生成和测试技术。优化中使用的评价函数是灵活的,但一个示例是远、中间和近的LogMAR视觉敏锐度的总和。总和表示整体性能指标,因为在所有三个距离中,越低越好。在上面的示例中,3mm光学器件的总和为0.0718,而4.0mm光学器件的总和为0.1244。在此情况下,3mm光学器件更优越并且在优化中排名更高。另一示例评价函数可以包含近值与LogMAR值之间的差值,该差值将指示透镜的远近焦度平衡。

[0112]

半径	K	屈光度	sfl	远 VA	中间 VA	近 VA	总和 VA
3.0 mm 直径							
17.7	-	21.77301	20.122053	0.0217797	-	0.0569618	0.071839
	100	53537373	64905230	556221258	0.0069025	42039161	06224676
		00	0	0	35414526	90	15
					210		
4.0mm 直径							
17.7	-	21.77301	20.122053	0.0429956	0.0108067	0.0706484	0.124450
	100	53537373	64905230	36220620	66434978	038987343	80655433
		00	0	800	80	0	4

[0113] 在实施例中,透镜优化程序实现了可以被制造成具有足够的焦深以使得透镜的用户能够以良好的视觉敏锐度看到远处对象和近处对象两者的透镜。优化器利用远、中间和近模型的约束,并且预测所有三个约束下的视觉敏锐度。改变一个或多个参数(诸如曲率半径和圆锥常数)直到远视觉敏锐度、近视视觉敏锐度和中间视觉敏锐度全部都如所期望的那样表现。附加地,还可以优化方程中的阿尔法系数以进一步增强性能。

[0114] 可以按照本文所描述的优化过程制造透镜并且将透镜植入人的眼睛。

[0115] 图12描绘了图示与当前主题的实现方式一致的计算机500的示例的框图。计算机系统500可以实现本文所描述的任何过程。如图12中示出的,计算机系统500可以包含处理器510、存储器520、存储设备530和输入/输出设备540。处理器510、存储器520、存储设备530和输入/输出设备540可以经由系统总线550互连。处理器510能够处理用于在计算机系统500内执行的指令。此类执行的指令可以实现本文所描述的过程的一个或多个部件。在当前主题的一些实现方式中,处理器510可以是单线程处理器。替代地,处理器510可以是多线程处理

器。处理器510能够处理存储在存储器520中和/或存储设备530上的指令以显示经由输入/输出设备540提供的用户接口的图形信息。

[0116] 存储器520是在计算系统500内存储信息的计算机可读介质(诸如易失性或非易失性)。例如,存储器520可以存储表示配置对象数据库的数据结构。存储设备530能够为计算系统500提供持久性存储。存储设备530可是软盘设备、数字云、硬盘设备、光盘设备、或磁带设备,或其他合适的持久性存储器件。输入/输出设备540为计算系统500提供输入/输出操作。在当前主题的一些实现方式中,输入/输出设备540包含键盘和/或定点设备。在各种实现方式中,输入/输出设备540包含用于显示图形用户接口的显示单元。

[0117] 根据当前主题的一些实现方式,输入/输出设备540可以是网络设备提供输入/输出操作。例如,输入/输出设备540可以包含以太网端口或其他网络端口,以与一个或多个有线和/或无线网络、蓝牙或数字云系统(例如,局域网(LAN)、广域网(WAN)、互联网)通信。

[0118] 在当前主题的一些实现方式中,计算系统500可以用于执行各种交互式计算机软件应用,该交互式计算机软件应用可以用于以各种(例如,表格)格式(例如, **Microsoft Excel®**和/或其他类型的软件)组织、分析和/或存储数据。替代地,计算系统500可以用于执行任何类型的软件应用。这些应用可以用于执行各种功能,例如,计划功能(例如,生成、管理、编辑电子表格文档、文字处理文档和/或其他对象等)、计算功能、通信功能等。应用可以包含各种附加功能、插件,或可以是独立的计算产品和/或功能。在应用内激活时,功能可以用于生成经由输入/输出设备540提供的用户接口。用户接口可以由计算系统500生成并且呈现给用户(例如,在计算机屏幕监测器等上)。用户接口可以与其他设备或虚拟生态系统集成。

[0119] 尽管本说明书包含许多细节,但这些细节不应被解释为对所要求保护的发明的范围或可以要求保护的内容的限制,而是对特定实施例的特定特征的描述。本说明书中在独立实施例的上下文中描述的某些特征也可以在单个实施例中组合实现。相反,在单个实施例的上下文中描述的各种特征也可在多个实施例中单独或以任何合适的子组合来实现。此外,尽管特征可以在上面被描述为在某些组合中起作用,并且甚至最初被如此要求保护,但来自所要求保护的组合的一个或多个特征在某些情况下可以从该组合中删除,并且所要求保护的组合可以针对子组合或子组合的变型。类似地,尽管在附图中以特定的顺序描绘了操作,但这不应被理解为要求此类操作以示出的特定顺序或顺序执行,或要求全部图示的操作都被执行,以实现期望的结果。仅公开了几个示例和实现方式。基于所公开的内容,可以对所描述的示例和实现方式以及其他实现方式进行变化、修改和增强。

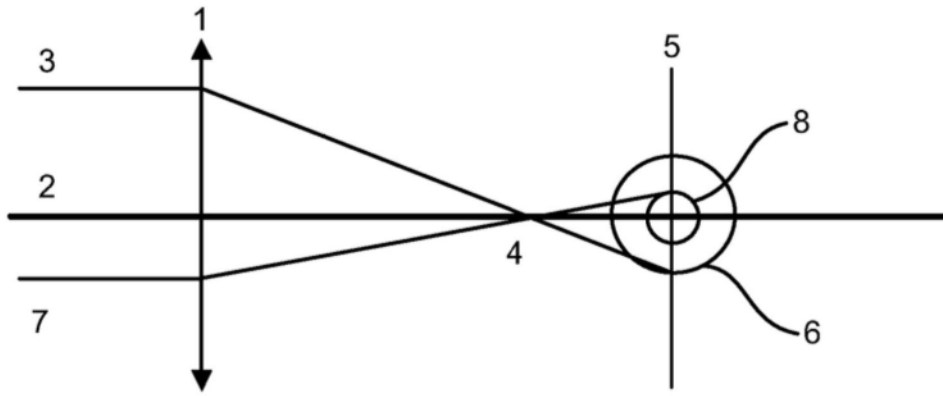


图1A

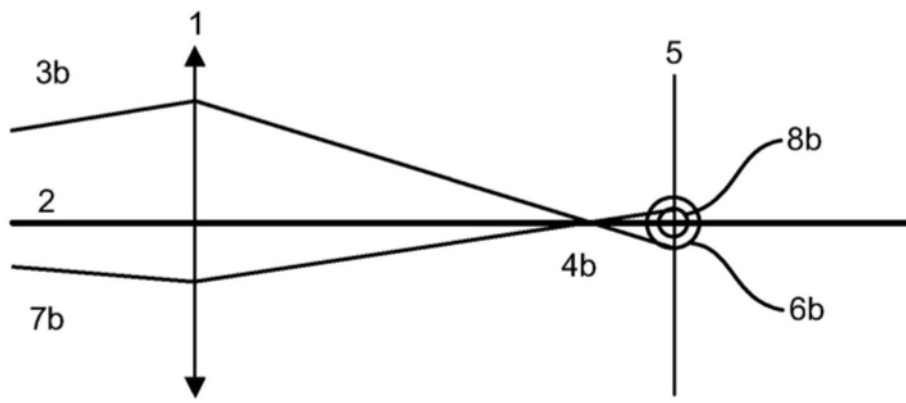


图1B

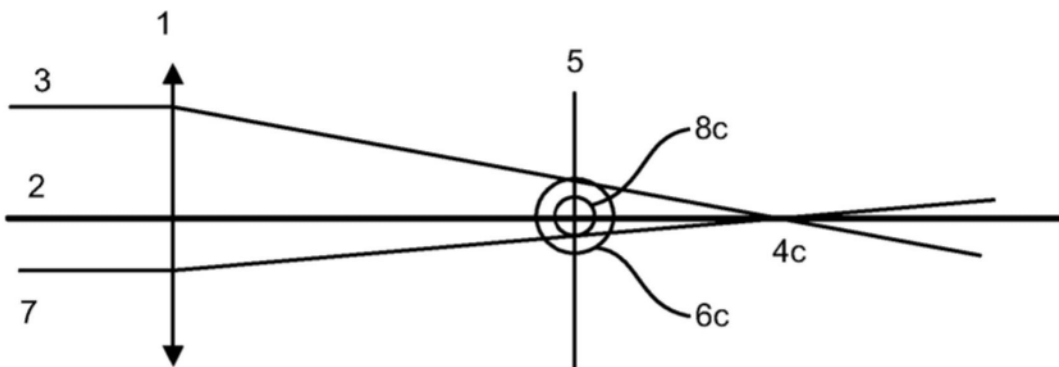


图2A

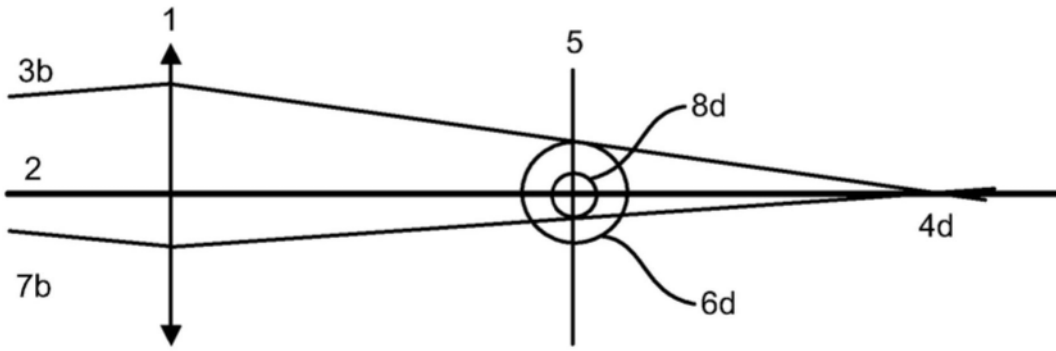


图2B

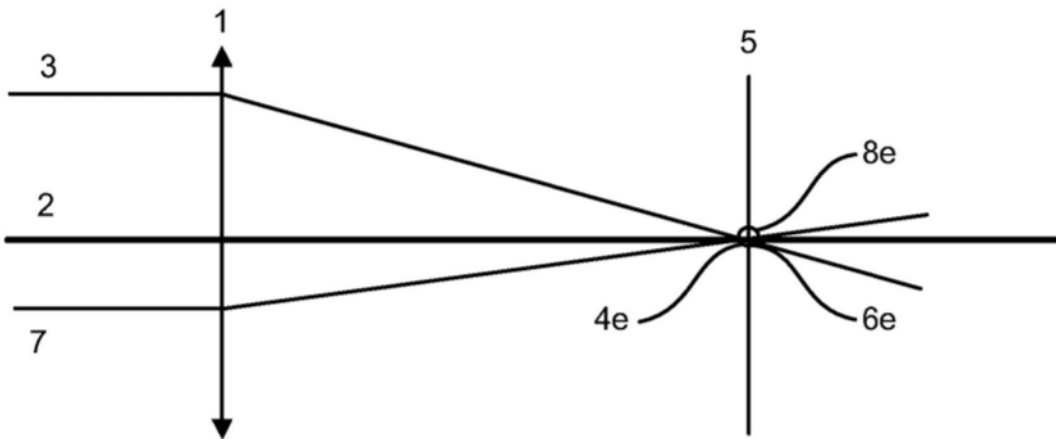


图3A

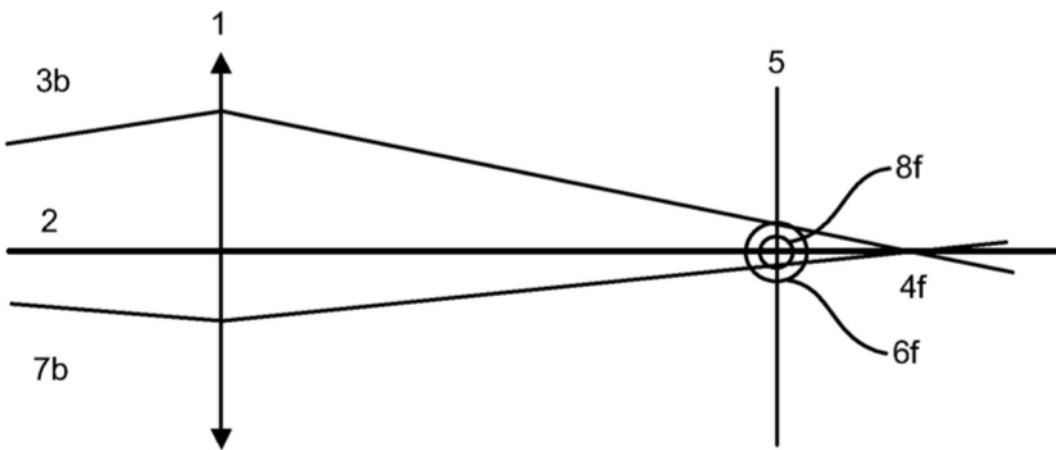


图3B

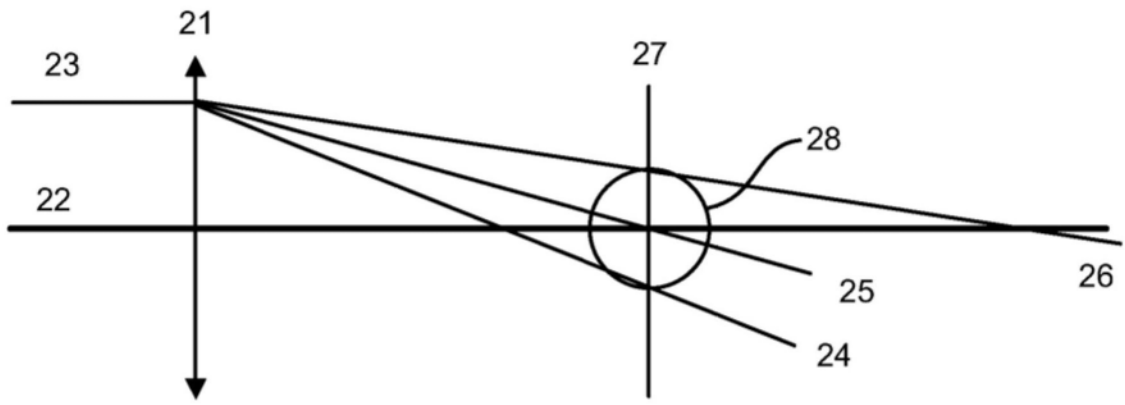


图4A

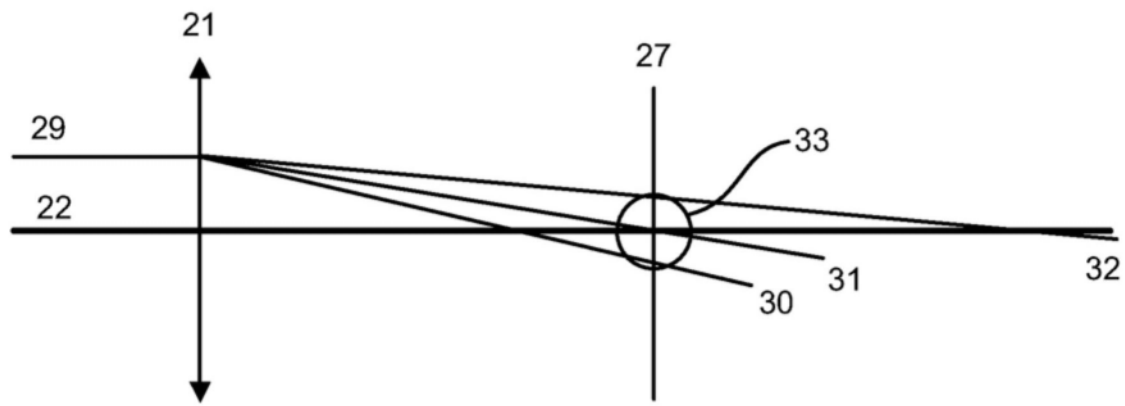


图4B

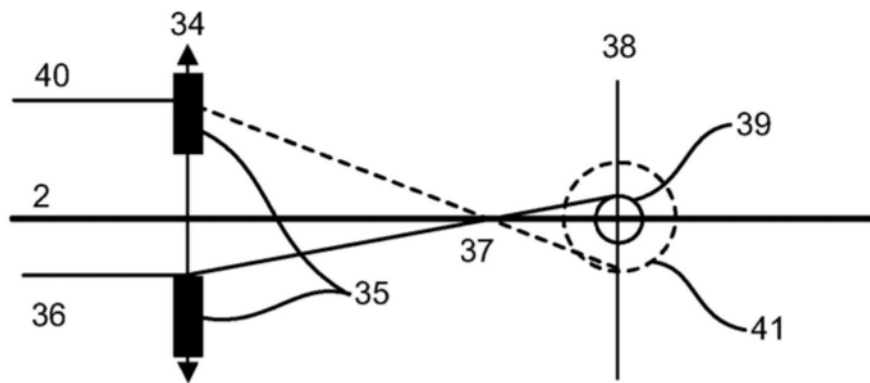


图5A

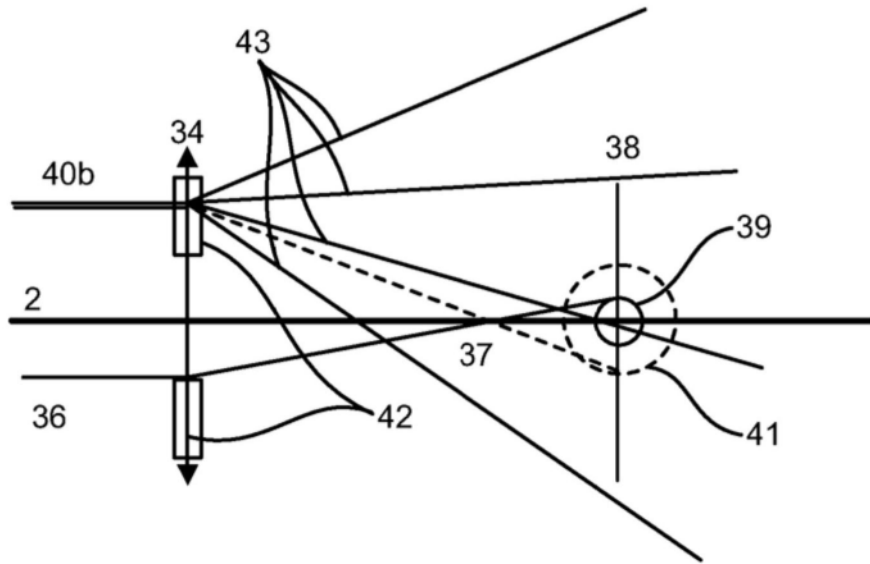
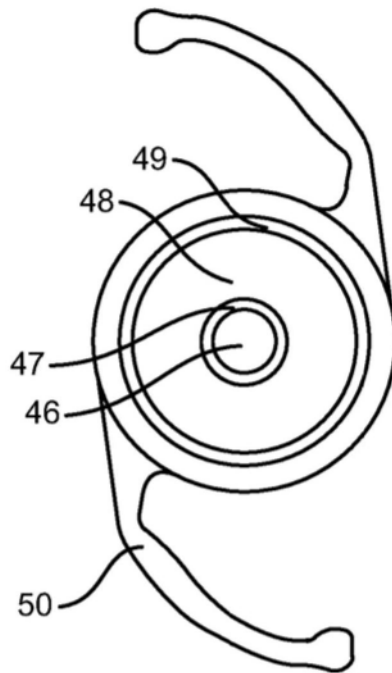
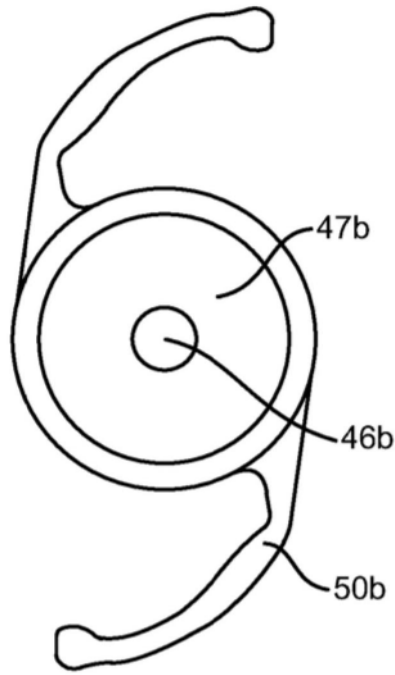


图5B



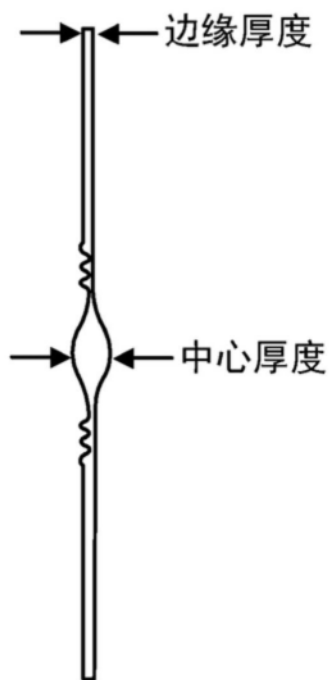
前视图

图6A



后视图

图6B



侧视图

图6C

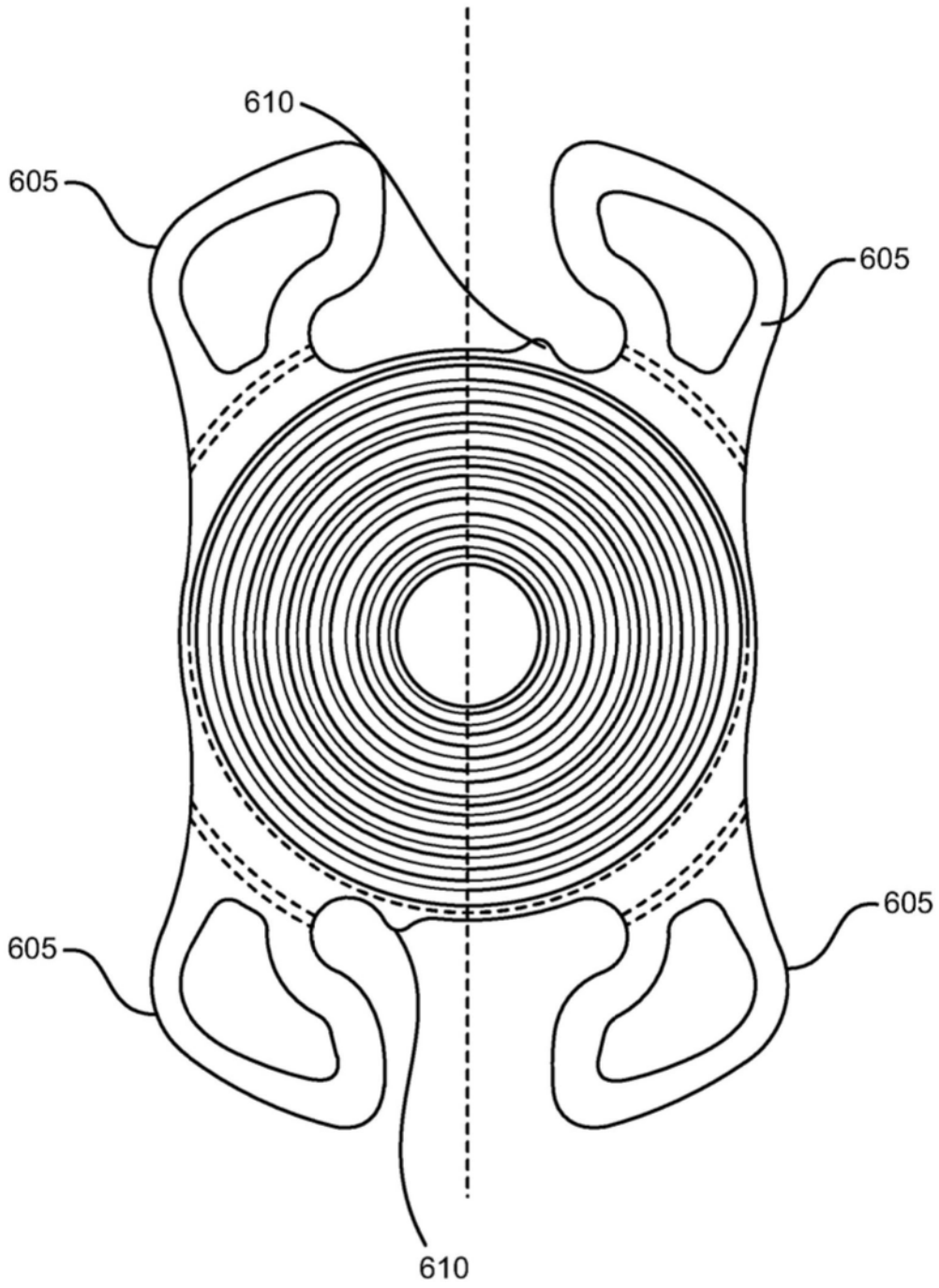


图6D

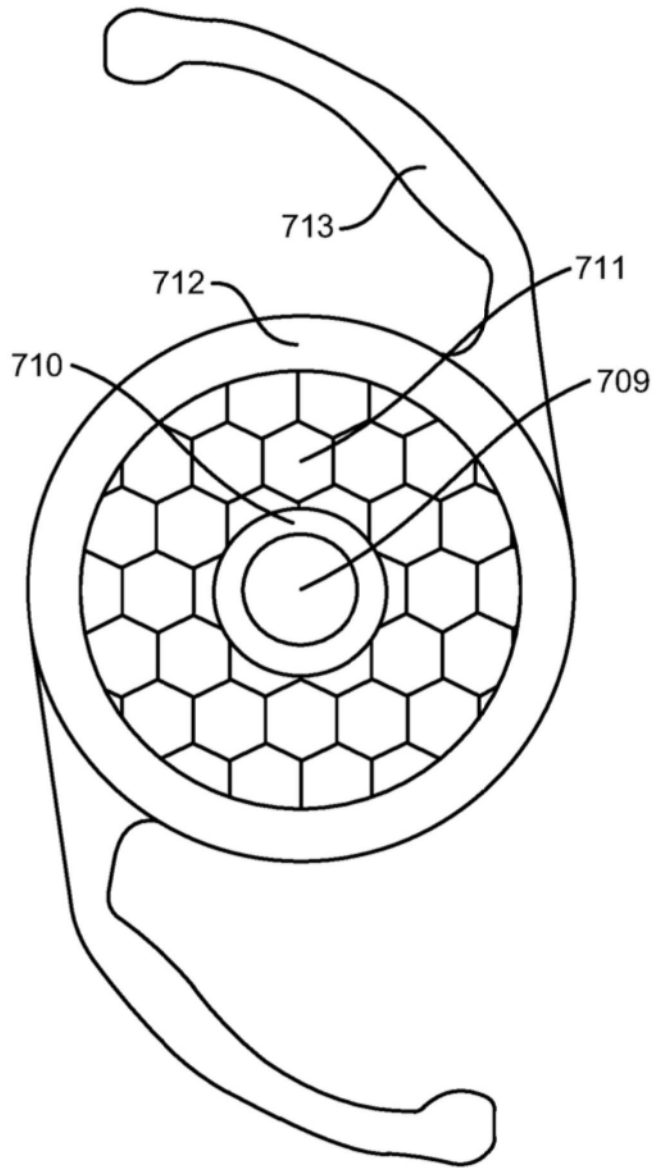


图7

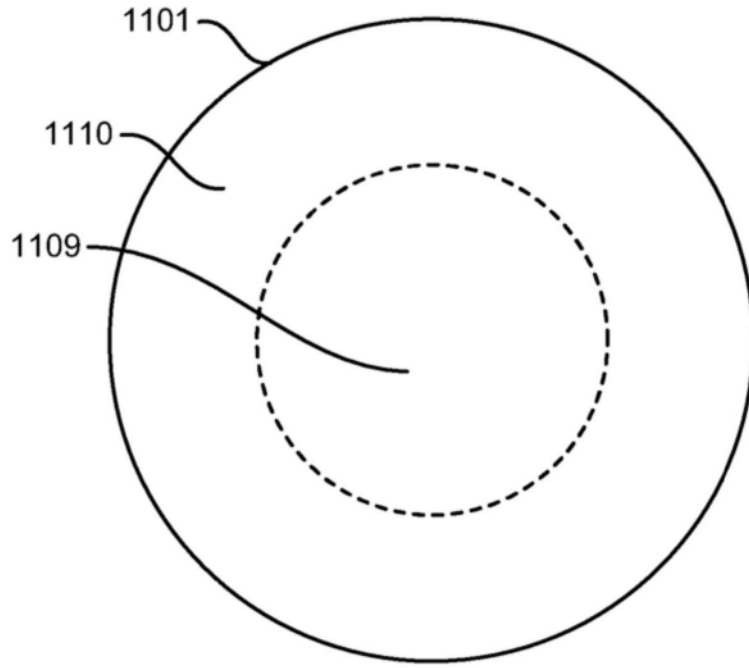


图8

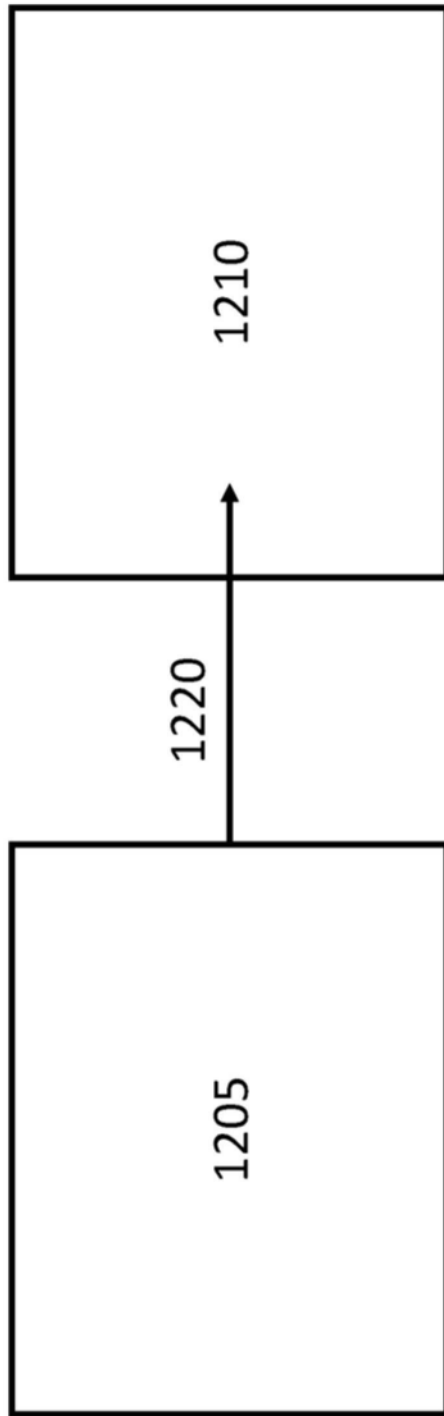


图9

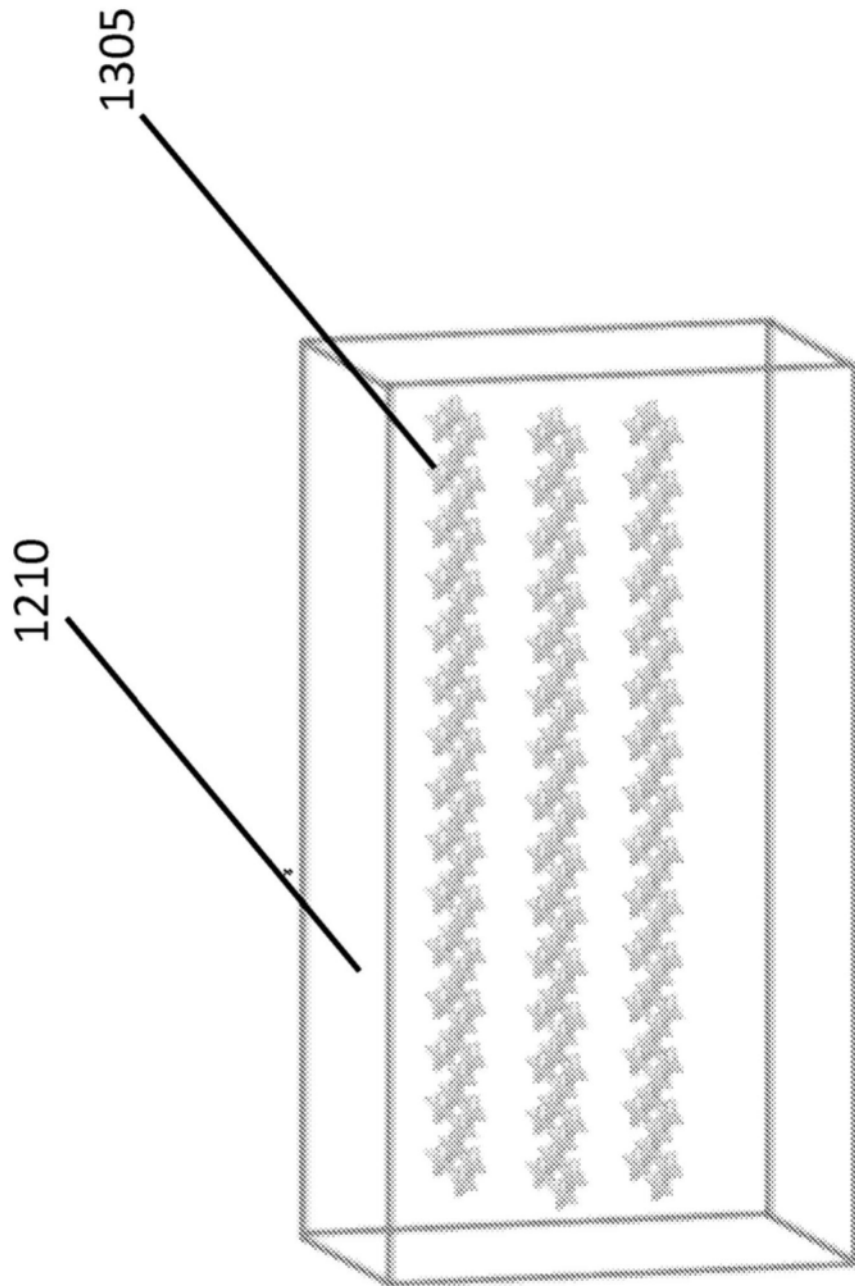


图10

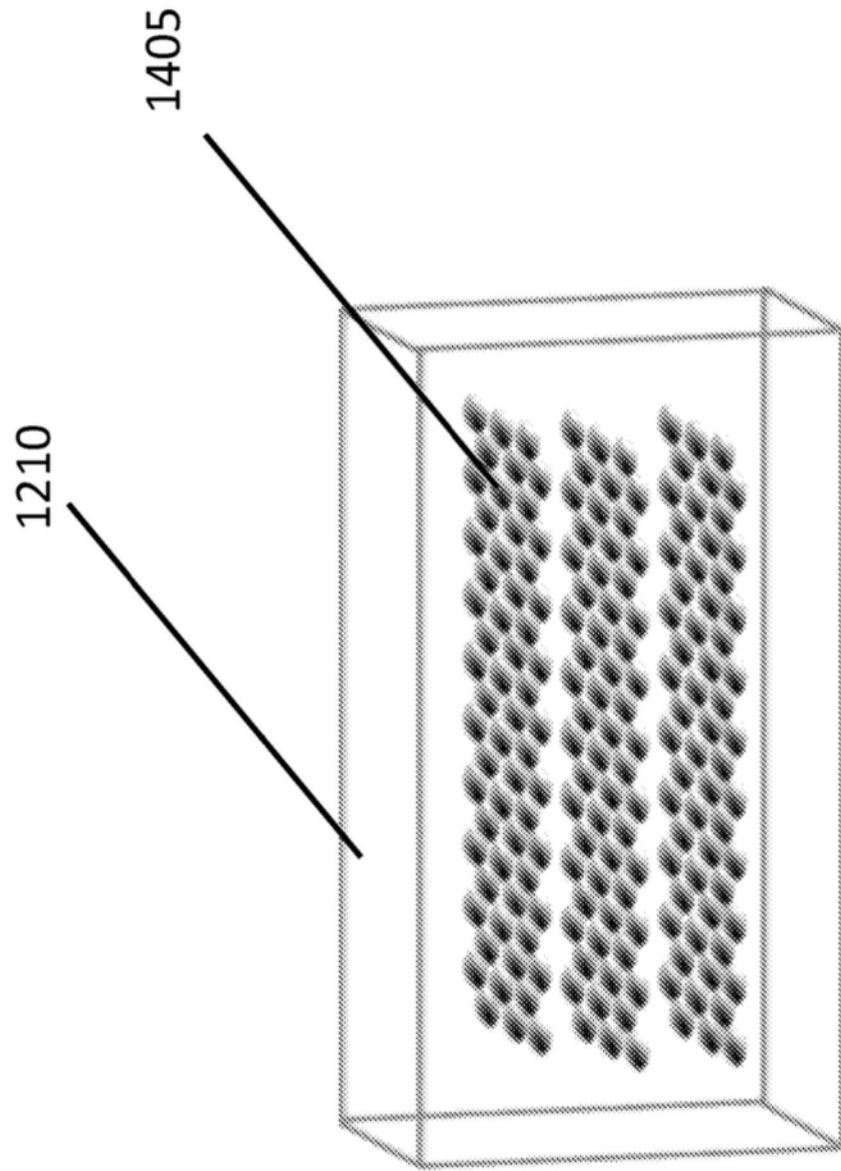


图11

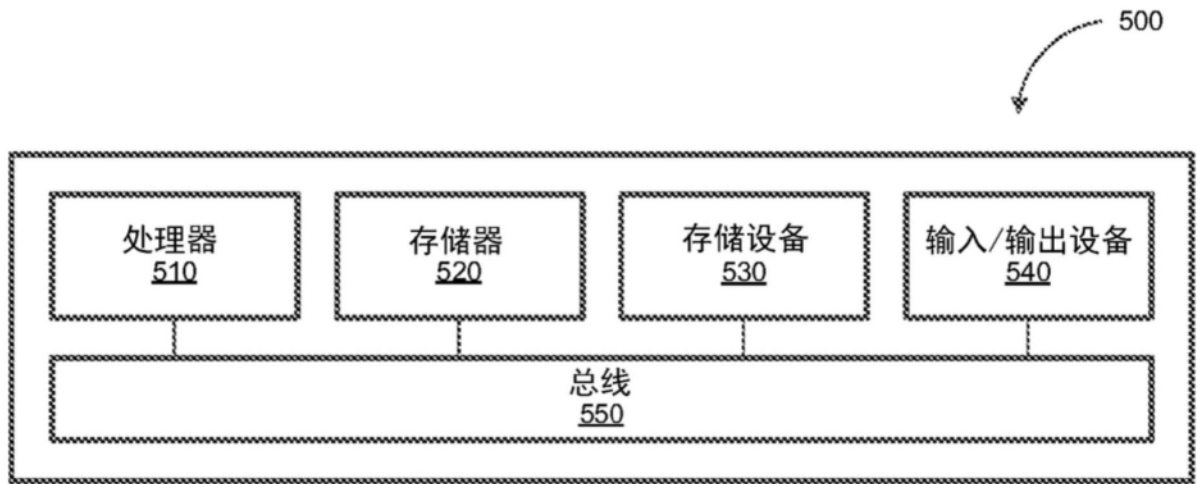


图12