



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104203154 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 10

(21) 申请号 201380006440. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 01. 22

A61F 2/16 (2006. 01)

(30) 优先权数据

1200190 2012. 01. 24 FR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 07. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/FR2013/050133 2013. 01. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/110888 FR 2013. 08. 01

(71) 申请人 弗雷德里克·埃恩

地址 法国南锡

(72) 发明人 弗雷德里克·埃恩

(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 李丽

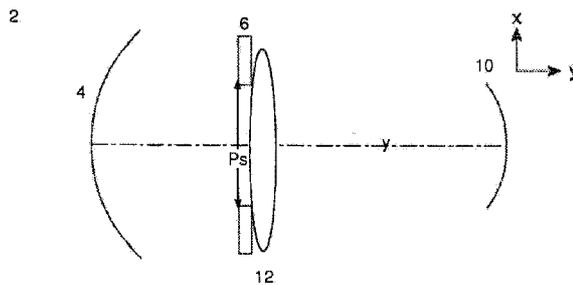
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

改良型眼内透镜和对应的制造方法

(57) 摘要

本发明涉及一种眼内透镜,其具有光轴 (y)、中心区域 (Z1) 和周边区域 (Z2, Z3, Z4),中心区域和周边区域相对于光轴大致对称及大致垂直于光轴延伸,中心区域延伸直到第一距离,周边区域从第一距离延伸直到眼内透镜的端部,其中,中心区域具有额定的光学倍率,周边区域具有的曲率半径随着距光轴的距离连续地且单调地变化,使得在相对于光轴的第二距离处获得目标非球面度值,第一距离和第二距离分别基于病人的明视下的瞳孔直径和间视下的瞳孔直径计算出。



1. 眼内透镜,其特征在于,所述眼内透镜具有光轴(y)、中心区域(Z1)和周边区域(Z2, Z3, Z4),所述中心区域和周边区域相对于所述光轴(y)大致对称及大致垂直于光轴延伸,所述中心区域(Z1)延伸直到第一距离($P_p/2$),所述周边区域(Z2, Z3, Z4)从所述第一距离($P_p/2$)延伸直到眼内透镜的端部,其中,所述中心区域(Z1)具有额定的光学倍率,所述周边区域(Z2, Z3, Z4)具有的曲率半径随着距所述光轴(y)的距离(x)连续地且单调地变化,使得在相对于光轴(y)的第二距离(D_e)处获得目标非球面度值,第一距离($P_p/2$)和第二距离(D_e)分别基于病人的明视下的瞳孔直径(P_p)和间视下的瞳孔直径(P_m)计算出。

2. 根据权利要求1所述的眼内透镜,其特征在于,所述周边区域(Z2, Z3, Z4)包括正视区域(Z2),所述正视区域在第一距离($P_p/2$)和第二距离(D_e)之间延伸,其中,在所述正视区域(Z2)中,曲率半径连续地且严格单调地变化。

3. 根据权利要求2所述的眼内透镜,其特征在于,在正视区域(Z2)中,曲率半径根据至少部分三角式的函数([20])随着距光轴的距离而变化。

4. 根据权利要求2所述的眼内透镜,其特征在于,在正视区域(Z2)中,曲率半径随着距光轴的距离线性地变化。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的眼内透镜,其特征在于,周边区域(Z2, Z3, Z4)包括外区域(Z3, Z4),所述外区域在第二距离(D_e)以外延伸,在所述外区域中,曲率半径连续地且单调地变化。

6. 根据权利要求5所述的眼内透镜,其特征在于,在所述外区域(Z3, Z4)中,曲率半径根据至少部分三角式的函数([20], [30])随着距光轴的距离而变化。

7. 根据权利要求5所述的眼内透镜,其特征在于,在外区域(Z3, Z4)中,曲率半径随着距光轴的距离线性地变化。

8. 根据权利要求5所述的眼内透镜,其特征在于,在外区域(Z3, Z4)中,曲率半径大致是恒定的。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的眼内透镜,其特征在于,外区域(Z3, Z4)包括中间区域(Z3)和端部区域(Z4),所述中间区域在第二距离($D_e/2$)和第三距离($2D_e-P_p/2$)之间延伸,所述端部区域在第三距离($D_e-P_p/2$)和眼内透镜的端部之间延伸,第三距离($2D_e-P_p/2$)基于病人的间视下的瞳孔直径(P_m)和明视下的瞳孔直径(P_p)计算出。

10. 根据权利要求9所述的眼内透镜,其特征在于,在中间区域(Z3)中,曲率半径根据至少部分三角式的函数([20], [30])随着距光轴的距离而变化。

11. 根据权利要求9所述的眼内透镜,其特征在于,在中间区域(Z3)中,曲率半径随着距光轴的距离线性地变化。

12. 根据权利要求9到11中任一项所述的眼内透镜,其特征在于,在端部区域(Z4)中,曲率半径大致是恒定的。

13. 用于计算眼内透镜的曲率半径曲线的计算方法,其特征在于,所述计算方法包括以下步骤:

a) 接收病人的生物统计学参数,所述生物统计学参数至少包括第一曲率半径(R_c)、明视下的瞳孔直径(P_p)和间视下的瞳孔直径(P_m),

b) 至少基于间视下的瞳孔直径(P_m)确定正视距离(D_e),并且基于第一曲率半径(R_c)和目标非球面度值确定第二曲率半径(R_p),

c) 计算出对于眼内透镜期望的沿大致垂直于光轴 (y) 的方向的曲率半径曲线, 其中, 曲率半径等于中心区域 (Z1) 中的第一曲率半径 (Rc), 所述中心区域在光轴 (y) 和至少基于明视下的瞳孔直径 (Pp) 计算出的第一距离 (Pp/2) 之间延伸, 其中, 在从第一距离 (Pp/2) 延伸直到眼内透镜的端部的周边区域 (Z2, Z3, Z4) 中, 曲率半径根据距光轴 (y) 的距离 (x) 连续地且单调地变化, 使得曲率半径在相对于光轴 (y) 的正视距离 (De) 处等于第二曲率半径 (Rp)。

14. 眼内透镜的制造方法, 其特征在于, 根据权利要求 13 所述的计算方法确定曲率半径曲线; 并且, 根据该曲率半径曲线制成眼内透镜。

改良型眼内透镜和对应的制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及眼科学领域,更为特别地涉及眼内透镜。

背景技术

[0002] 已知近十年来在眼内透镜领域中有很多发现和进展。实际上,对白内障的治疗已变成一种常见的和受控的手术。

[0003] 但就此而言,该领域仍是处于研究前沿的领域,其中,手术方法的成熟度仍是相对的。这特别是通过这样的事实体现:时至今日并不存在允许以令人满意的方式同时矫正近视(或远视)和老视的眼内透镜。实际上,旨在解决该问题的唯有植入物是多焦点透镜,而多焦点透镜是会造成很大妨碍的青光眼晕的根源。

发明内容

[0004] 本发明旨在对这种情形进行改良。

[0005] 为此,本发明提出一种眼内透镜,其特征在于,所述眼内透镜具有光轴、中心区域和周边区域,所述中心区域和周边区域相对于所述光轴大致对称及大致垂直于光轴延伸,所述中心区域延伸直到第一距离,所述周边区域从所述第一距离延伸直到眼内透镜的端部,其中,所述中心区域具有额定的光学倍率,所述周边区域具有的曲率半径随着距所述光轴的距离连续地且单调地变化,使得在相对于光轴的第二距离处获得目标非球面度值,第一距离和第二距离分别基于病人的明视下的瞳孔直径和间视下的瞳孔直径计算出。

[0006] 本发明还涉及用于计算眼内透镜的曲率半径曲线的一种计算方法,其包括以下步骤:

[0007] a) 接收病人的生物统计学参数,所述生物统计学参数至少包括第一曲率半径、明视下的瞳孔直径和间视下的瞳孔直径,

[0008] b) 至少基于间视下的瞳孔直径确定正视距离,并且基于第一曲率半径和目标非球面度值确定第二曲率半径,

[0009] c) 计算出对于眼内透镜期望的沿大致垂直于光轴的方向的曲率半径曲线,其中,曲率半径等于中心区域中的第一曲率半径,所述中心区域在光轴和至少基于明视下的瞳孔直径计算出的第一距离之间延伸,其中,在从第一距离延伸直到眼内透镜的端部的周边区域中,曲率半径根据距光轴的距离连续地且单调地变化,使得曲率半径在相对于光轴的正视距离处等于第二曲率半径。

附图说明

[0010] 通过阅读接下来的参照附图对作为非限定性说明示例给出的描述,本发明的其它特征和优点将更好地得到展示,附图中:

[0011] - 图 1 表示眼睛的光学示意图,

[0012] - 图 2 示出眼睛的三个角膜曲率曲线,

- [0013] - 图 3 表示眼睛的示意图,其中植入有根据本发明的眼内透镜,其中,瞳孔最大程度地扩张,
- [0014] - 图 4 表示眼睛的示意图,其中植入有根据本发明的眼内透镜,其中,瞳孔中等程度扩张,
- [0015] - 图 5 表示眼睛的示意图,其中植入有根据本发明的眼内透镜,其中瞳孔最小程度地扩张,
- [0016] - 图 6 表示图 3 到图 5 的透镜的曲率半径曲线图,
- [0017] - 图 7 表示根据本发明的眼内透镜的作为变型的一实施方式的曲率半径曲线图,
- [0018] - 图 8 表示根据本发明的眼内透镜的作为变型的一实施方式的曲率半径曲线图,
- [0019] - 图 9 表示作为根据本发明的眼内透镜的制造方法示例的流程图,和
- [0020] - 图 10 表示可在图 9 的方法中使用的、用于计算根据本发明的眼内透镜的曲线的计算装置的示意图。

具体实施方式

[0021] 以下附图和描述主要包含具有特定特征的元件。这些元件不仅可用于更好地理解本发明,而且还可在需要时有助于定义本发明。

[0022] 此外,本详细说明书附有附件 A,附件 A 列出在本发明的范围中使用的一些数学公式。出于清楚的目的单列出该附件,以方便前后参照。该附件是本说明书的整体组成部分,因而可不仅用于更好地理解本发明,而且还在需要时有助于定义本发明。

[0023] 图 1 示出允许对眼睛视力进行建模的光学示意图。眼睛 2 包括角膜 4、瞳孔 6、晶状体 8 和视网膜 10。

[0024] 角膜 4 和晶状体 8 承担集中光线的透镜的作用,瞳孔 6 承担光圈的作用,视网膜 10 则承担感光器的作用。理想地,角膜 4 是扁长的,角膜与视网膜 10 的间隔使得所有像在视网膜上以聚焦的方式成像(零球面像差)。

[0025] 通常不是这样的情形。如在图 2 上可以看见的,存在三种主要类型的角膜廓形:

[0026] - 扁长廓形,对此,角膜系数(indice k ratom trique)在中心比在周边略大,这导致非球面度 $Q < 0$,在图 2 上以单折影线表示,

[0027] - 球状廓形,对此,角膜系数在眼睛上是恒定的($Q = 0$),和

[0028] - 扁圆廓形,对此,角膜系数在中心比在周边略小,这导致非球面度 $Q > 0$,在图 2 上以双重影线表示。

[0029] 一般性地,扁长的或略超扁长的廓形是优选的,因为这允许更好的近视力。扁圆廓形对于远视力、特别是夜间远视力,是有损害的。

[0030] 晶状体 8 作为角膜 4 的补充,经受变形,以允许对于近视力和对于远视力进行视觉调节。实际上,角膜 4 和晶状体 8 可被看作是一个聚焦组件 12,聚焦组件的廓形整体上是扁长的、球状的或扁圆的。

[0031] 近视和远视是两种眼科症状,都具有视物变形的结果。在近视的情形中,眼睛过长,视网膜 10 在聚焦组件的焦平面之后布置。因此,对应远处映像的光线没有正确地聚焦,远视力不清楚。在远视的情形下,则这是相反的:眼睛过短。然而,在此情形中,晶状体的视觉调节会部分地补偿这种缺陷。另一种眼科症状是老视。

[0032] 随着人变老,或在某些创伤后,晶状体 8 会经受逐渐的乳浊状,这以白内障的名称已知。此外,自大约 40 岁起,人眼一点点地失去视觉调节(收缩)以使晶状体变形的能力,而这种能力对于近视力(丧失视觉调节)调节是必需的。

[0033] 白内障是从古已知的疾病,现今通过外科手术非常良好地进行了治疗,在所述外科手术的过程中,用眼内透镜或植入物替代晶状体 8。

[0034] 为考虑在病人身上预先存在的视力问题,已开发出多类植入物,特别是用于矫正近视或远视。然而,就近视力而言,这些植入物则具有较大的质量损失。

[0035] 当聚焦组件具有扁圆廓形时,情况更为糟糕。为了对老视进行补偿,可添加放大透镜,不过这是有妨碍的。因此看来现今不能用眼内透镜同时治疗近视和老视,甚至不能单独地治疗二者之一而不对远视力、或对近视力造成损害。为此目的所存在的仅有的眼内透镜是所谓的“衍射多焦(multifocales diffractives)”透镜,利用在 1822 年所描述的 Augustin Fresnel(奥古斯汀-菲涅耳)(1788-1827)的透镜的原理,所述原理除衍射控象法(apodisation)外,几乎没有得到改良。

[0036] 这类透镜包括多个“梯级”,每个梯级如通过两个焦点分开光线的棱镜般起作用:一个焦点用于远视力,另一个焦点用于近视力。透镜应是整体件,棱镜通过连续部分相互间连接,这种二分方式产生有妨碍的光晕、对比度损失、和/或中视力的重大缺陷。

[0037] 其它的方法在于:使用一个眼内透镜来针对一只眼睛对近视力进行治疗,使用一个眼内透镜针对另一只眼睛对远视力进行治疗。这些治疗实施所谓单眼视力的平衡。然而,这并不提供令人满意的结果。

[0038] 申请人的工作在于对角膜廓形进行研究,以通过激光处理它们。更为精确的说,申请人发现了可对角膜廓形进行计算,以处理与近视力有关的问题,而不会影响远视力。

[0039] 简化阐述在于:这种处理将产生主要在周边加工的角膜廓形,一只眼睛略扁长。有利地,由此引出的非球面度被用于改善近视力,而远视力不受影响,这是因为非球面度主要地在眼睛中心运用。这种方法被称为“先进等视技术”(英语术语为“advanced isovision”),其允许每只眼睛同时地以折射的方式具有良好的远视力和以非球状的方式具有良好的近视力,这与单眼视力相反。

[0040] 实际上,如果参照泽尔尼克多项式:

[0041] - 远视力将以折射的方式通过改变被称为第一离焦、属于二次多项式的系数 C_4 或 $Z(2, 0)$ 进行矫正,和

[0042] - 中视力和近视力将以非球状的方式、借助于角膜的负非球面度进行矫正,角膜的负非球面度引起被称为第二离焦、属于四次多项式的系数 C_{12} 或 $Z(4, 0)$ 的负球面像差。

[0043] 因此可以使用两类光学矫正:分别为远视光学矫正和近视光学矫正,所述光学矫正使用不同的多项式阶次,分别是极方程 $(2p^2-1)$ 的二阶次 $Z(2, 0)$ 和极方程 $(6p^4-6p^2+1)$ 的四阶次 $Z(4, 0)$ 。这些矫正因而并不构成竞争,而相反地是互补的。

[0044] 这类光学系统不是将光线分为两股,其允许达到 20/20 J1 的单眼视力,而既不损害远视力,也不损害近视力,也不损害中视力,没有任何对比度损失。

[0045] 通过继续这些研究,申请人将其工作拓展到眼内透镜,特别是发现眼内透镜如何可制型以同时对近视力和远视力进行治疗。

[0046] 图 3 示出一只眼睛的轴向示意图,其中植入有根据本发明的眼内透镜 12。

[0047] 如下文将可以看见的,眼内透镜 12 的廓形取决于眼睛 2 的角膜廓形、以及眼睛的通常特征如其长度等。如将要体现的,眼内透镜 12 的廓形取决于被称为“有效光学区域”的参数。

[0048] 实际上,当植入眼内透镜 12 时,该眼内透镜实际上如天然晶状体 8 般与瞳孔 6 接触,天然晶状体通常位于后眼房中,与瞳孔 6 隔开大约 $100\ \mu\text{m}$ 的微小距离。由于挨着瞳孔 6 定位,因此光线将穿过被称为有效光学区域的仅仅一有限部分。

[0049] 眼内透镜 12 的有效光学区域直接取决于瞳孔 6 的扩张状态。实际上,瞳孔扩张越大,有效光学区域就越大。

[0050] 在图 3 上,瞳孔 6 以其最大扩张状态示出,即为暗视下的瞳孔。在这种构型中,瞳孔直径被标记为 P_s 。在图 4 上,瞳孔 6 以其中等扩张状态示出,即为间视下的瞳孔。在这种构型中,瞳孔直径被标记为 P_m 。在图 5 上,瞳孔 6 以其最小扩张状态示出,即为明视下的瞳孔。在这种构型中,瞳孔直径被标记为 P_p 。

[0051] 这些状态中的每种状态可以与一种视觉症状相关。实际上,在夜晚时,光是最弱的,瞳孔 6 将在 P_m 和 P_s 之间扩张。相反地,在白天,光是最强的,瞳孔 6 因而将在 P_m 和 P_p 之间扩张。出于足够明显的原因,阅读通常与后一种情形相关联,即当瞳孔 6 在 P_m 和 P_p 之间扩张时。因此,眼内透镜 12 具有被优化以使其在 P_m 和 P_p 之间运行的廓形。

[0052] 在白内障手术之前,病人经受多种测试,又被称为生物学统计。进行生物学统计以确定眼内透镜的被称为放大倍率的参数。该参数特别是用于选择适于病人眼睛结构的植入物,及允许例如对其远视力进行矫正。

[0053] 事实上,植入物的放大倍率基于植入物的前后曲率半径、厚度和折射率 n 。折射率 n 是构成植入物的材料所固有的,对于对应人眼所看到的光谱的平均波长的为 546.1nm 的波长,相对于在 35°C 折射率为 1.336 的盐溶液确定该折射率。

[0054] 该放大倍率在直径为 3mm 的光学区域上进行估算。对应这种额定放大倍率的在眼内透镜 12 中心的曲率半径在下文将被标记为 R_c 。例如,可借助于 SRK (Sanders Retzlaff Kvaff) 类型的公式计算放大倍率,所述公式基于取决于植入物的常数 A 、眼睛长度 L 、和病人角膜的中心角膜系数来计算放大倍率。

[0055] 可使用许多其它公式,来根据每个病人的具体治疗指征来计算放大倍率,因而允许获得等同的曲率半径 R_c 。一旦确定了额定放大倍率,则曲率半径 R_c 是固定的,因为这涉及具有额定放大倍率的眼内透镜中心处的曲率半径。

[0056] 在对激光外科手术的研究中,申请人发现,为获得对近视 / 远视和老视进行最优的同步治疗,需要对于矫正近似 / 远视的聚焦组件获得一个中心系数,需要调节相对于光轴偏心的曲线,以获得取决于病人年龄的非球面度值 Q 。这在法国专利申请 FR 11/02842 中描述过。

[0057] 在本情形中,由于眼内透镜替代晶状体,因而完全不再有眼调度。目标非球面度因而是固定的,可取所需的和足够的值,如 -1.0 。如上文已看见的,应对于间视下的瞳孔获得该目标非球面度值。

[0058] 申请人因而创造这样的眼内透镜:这种眼内透镜的曲率半径曲线使得在中心区域,眼内透镜的放大倍率是从生物学统计获得的、对应曲率半径 R_c 的额定放大倍率;而在周边区域,在对应间视下的瞳孔的距离处,曲率半径使得非球面度为 -1.0 。一般性地,所获

得的非球面度应等于 -1.0 的距离将被称为正视距离并标记为 De 。

[0059] 如在下文可以看见,距离 De 对于眼内透镜是重要的参数,这是因为该距离间接地确定其曲率半径曲线。一般性地,距离 De 取决于间视下的瞳孔 Pm 。作为变型,距离 De 将可基于一函数计算出,该函数以间视下的瞳孔 Pm 、以及明视下的瞳孔 Pp 和 / 或暗视下的瞳孔 Ps 作为自变数。在结合图 6 到图 8 所描述的示例中,距离 De 等于 $Pm/2$ 。在下文中,所述距离——无论其涉及 Ps 、 Pm 、 Pp 或 De 或是另一距离,都以单位 mm 沿 x 轴给出, x 轴垂直于光轴 y 。

[0060] 在图 6 到图 8 中,所示出的曲线基于以下参数:

[0061] $-Pp = 1mm$,

[0062] $-De = Pm/2 = 3mm$,

[0063] $-Rc = 23$ 屈光度,

[0064] $-Rp = 17$ 屈光度,和

[0065] $-\alpha = 0.5$ 。

[0066] 图 6 示出对于根据本发明的眼内透镜而言优选的第一曲率半径曲线。

[0067] 在该实施方式中,眼内透镜 12 的曲率半径按照分别标记为 $Z1$ 、 $Z2$ 、 $Z3$ 和 $Z4$ 的四个区域变化。

[0068] 在这里所描述的示例中,区域 $Z1$ 包括眼内透镜的沿 x 轴包含在范围 $[-Pp/2 ; Pp/2]$ 中的部分。因此,区域 $Z1$ 对应眼内透镜的对于远视力有效的区域。在区域 $Z1$ 中,眼内透镜的曲率半径等于曲率半径 Rc 。因此,远视力得到保障。

[0069] 在这里所描述的示例中,区域 $Z2$ 包括眼内透镜的沿 x 轴包含在范围 $[-De ; -Pp/2]$ 和 $[Pp/2 ; De]$ 、即 $[-Pm/2 ; -Pp/2]$ 和 $[Pp/2 ; Pm/2]$ 中的部分。因此,区域 $Z2$ 对应眼内透镜 12 的包含在明视下的瞳孔 Pp 和间视下的瞳孔 Pm 之间的区域,即对于阅读或一般性地近视力有效的区域。

[0070] 如在上文看见的,所寻求的目标在于非球面度 Q 在距离 De 处等于 -1.0 。为此,需要眼内透镜具有曲率半径 Rp ,该曲率半径可基于附件 A 的公式 [10] 计算得出。

[0071] 在区域 $Z2$ 中,对于 x 等于 $-Pp/2$ 和 $Pp/2$,眼内透镜的曲率半径因此等于 Rc ,而对于 x 等于 $-Pm/2$ 和 $Pm/2$,眼内透镜的曲率半径则等于 Rp 。在这些值之间,申请人发现,有利的是,在区域 $Z2$ 中的眼内透镜的曲率半径根据附件 A 的公式 [20] 变化。实际上,该曲线允许逐渐地获得所期望的非球面度。

[0072] 在这里所描述的示例中,区域 $Z3$ 包括眼内透镜的沿 x 轴包含在范围 $[-(2De-Pp/2) ; -De]$ 和 $[De ; (2De-Pp/2)]$ 、即 $[-(Pm-Pp/2) ; -Pm/2]$ 和 $[Pm/2 ; (Pm-Pp/2)]$ 中的部分。因此,区域 $Z3$ 对应眼内透镜的包含在明视下的瞳孔 Pm 和暗视下的瞳孔 Ps 之间的区域,即使用于夜晚视力的瞳孔区域。

[0073] 申请人发现,有利的是,在区域 $Z3$ 中的眼内透镜的曲率半径根据附件 A 的公式 [30] 变化。实际上,这使眼内透镜的曲线与区域 $Z2$ 匹配。

[0074] 最后,在这里所描述的示例中,区域 $Z4$ 包括眼内透镜的沿 x 轴包含在范围 $[-6.5 ; -(2De-Pp/2)]$ 和 $[(2De-Pp/2) ; 6.5]$ 、即 $[-6.5 ; -(Pm-Pp/2)]$ 和 $[(Pm-Pp/2) ; 6.5]$ 中的部分。因此,区域 $Z4$ 对应眼内透镜的不曝露于光的部分。

[0075] 申请人发现,有利的是,眼内透镜的曲率半径在区域 $Z4$ 中等于 $2Rp-Rc$,即在区域

Z3 端部的眼内透镜的曲率半径。

[0076] 图 7 示出根据本发明的眼内透镜的另一实施方式。在该实施方式中,申请人考虑在区域 Z3 中的渐进性应被降低,以使得非球面度不会过大地减小。区域 Z1 到 Z4 和值 R_c 及 R_p 并未被示出,这是因为区域 Z1 到 Z4 和值 R_c 及 R_p 与图 6 的是相同的。

[0077] 为此,区域 Z3 中的眼内透镜的曲率半径根据附件 A 的公式 [30] 变化,在该公式中,系数 α 是在范围 [0 ;1] 之间的实数,并在该范围中选择,例如根据附件 A 的公式 [40] 的比率 C 进行选择。为了保持连续性,区域 Z4 中的眼内透镜的曲率半径与区域 Z3 端部处的眼内透镜的曲率半径是相同的,即其比在图 6 的情形中要大。实际上,该值等于 $(1+\alpha)R_p-R_c$ 。

[0078] 图 8 还示出根据本发明的眼内透镜的另一实施方式。在该实施方式中,申请人简化了眼内透镜的曲率半径曲线,以使得:

[0079] - 区域 Z1 和 Z4 中的曲率半径与图 6 的透镜的这些区域中的曲率半径相同,

[0080] - 曲率半径在区域 Z2 和 Z3 中线性地变化,和

[0081] - 对于 x 等于 D_e 和 $-D_e$ 、即等于 $-P_m/2$ 和 $P_m/2$,曲率半径等于 R_p 。

[0082] 作为该实施方式的变型,区域 Z3 和 Z4 可合并,具有等于 R_p 的曲率半径,这出于与图 7 的实施方式所追寻的目标相同的目标。出于简单性的考量,区域 Z1 到 Z4 和值 R_c 及 R_p 也未在该附图上示出。

[0083] 在前文的实施方式中,区域 Z1 可以在宽度上延长或缩短,区域 Z3 同样可以延长或去除,直到与区域 Z2 或区域 Z4 合并。区域 Z4 此外可以不由等于 $2D_e-P_p/2$ 的 x 值界定,而是由等于 P_s 的 x 值界定。在此情形下,附件 A 的公式将调整。最后,可使用 $\cos()$ 函数外的其它函数。特别地从这些实施方式展示出:曲率半径可通过其值至少在 R_c 和 R_p 之间的连续数学函数进行描述。

[0084] 图 9 示出用于制造根据前述实施方式之一的眼内透镜的制造方法的示意性流程图。

[0085] 该方法通过一操作 900 开始,在该操作 900 中接收涉及病人的参数。这些参数是在眼内透镜中心的所期望的曲率半径 R_c 或对应的额定放大倍率、以及病人的至少距离 P_p 和 P_m 。作为变型,还可接收距离 P_s 。

[0086] 然后,在操作 910 中,正视距离 D_e 要么通过将其定义为等于 $P_m/2$ 、要么通过距离 P_m 、以及 P_p 和 / 或 P_s 的函数计算出。操作 910 还包括计算曲率半径 R_p ,其允许获得在距离 $-D_e/2$ 和 $D_e/2$ 处为 -1.0 的非球面度值。

[0087] 一旦操作 910 结束,则在操作 920 中,根据结合图 6 到图 8 所描述的曲线之一、通过限定不同的区域 Z1 到 Z4 计算出眼内透镜的曲率半径曲线。

[0088] 最后,在操作 930 中,根据在操作 920 计算出的曲线制成眼内透镜。

[0089] 看来图 9 的方法包括用于计算眼内透镜的曲率半径曲线的计算方法和基于该曲线的制造步骤。

[0090] 图 10 示出用于计算根据本发明的眼内透镜的曲率半径曲线的计算装置 20 的示意图。

[0091] 计算装置 20 包括存储器 24、处理单元 26、界面 28 和调度程序 30。

[0092] 存储器 24 在这里所描述的示例中是常见的存储介质,这类存储介质可以是托盘

式硬盘或闪存硬盘 (SSD)、闪存或 ROM, 存储器也可以是物理存储介质如光盘 (CD)、DVD 盘、蓝光盘、或任何其它类型的物理存储介质。存储单元 24 还可外置到网络存储介质 (SAN 即 “Storage Area Networks”: 存储区域网络) 上、或因特网上, 或通常地 “云” 上。

[0093] 处理单元 26 在这里所描述的示例中是软件, 所述软件通过包含所述软件的计算机来运行。然而, 处理单元能以在多台计算机上分布的方式进行运行, 或能以印刷电路 (ASIC 即 “Application Specific Integrated Circuit”: 特定用途集成电路; FPGA 即 “Field Programmable Gate Array”: 现场可编程逻辑门阵列; 或其它) 的形式、或以专用的一核或多核的微处理器 (NoC 或 SoC) 的形式实现。

[0094] 界面 28 允许医生输入与病人相关的生物学统计参数, 以如有需要对这些参数中的一些参数进行调节, 其中对于该病人, 期望进行曲率半径曲线的计算。界面 28 可以是电子界面, 即是在装置 20 和允许医生与装置 20 进行交互的另一仪器之间的连接。界面 28 也可集成这类仪器, 可以包括例如显示器和 / 或扬声器, 以允许与医生进行联络。

[0095] 调度程序 30 选择性地控制处理单元 26 和界面 28, 访问存储器 24, 以实现图 9 的方法的处理。

[0096] 从前文展示出, 申请人发现了一种眼内透镜, 这种眼内透镜的曲率半径曲线允许同时对近视 / 远视、散光 and 老视进行治疗。这通过定义连续的和单调 (严格意义上或广义上) 的曲率半径曲线获得, 所述曲率半径曲线使两种曲率半径值 (R_c 和 R_p) 相关联, 其中一个曲率半径值 (对应 R_c 的值) 对应以常见方式确定的额定光学倍率。

[0097] 因此, 曲率半径曲线包括中心区域 (Z_1) 和周边区域 (Z_2, Z_3, Z_4), 在中心区域中, 光学倍率是额定的, 在周边区域中, 光学倍率变化, 以使得在距光轴的所选择的距离 (D_e) 处获得目标非球面度值 (-1.0)。在周边区域中, 区域 Z_2 可被视为是正视区域, 区域 Z_3 可被视为是中间区域, 区域 Z_4 可被视为是端部区域, 区域 Z_3 和 Z_4 在它们之间限定外区域。

[0098] 与衍射透镜相反的是, 如此定义的曲线不需要连续解, 也不需要梯级, 因此则不会产生光晕, 不会产生对比度损失。实际上, 所产生的球面像差如同添加到通过植入物的中心放大倍率给出的折射特征的光学属性, 通过植入物的曲率半径的周边减小产生球面像差。

[0099] 这特别是借助于采用在已知的眼内透镜中未被使用过的光学效应获得。实际上, 直到申请人的发现为止, 考虑过仅仅 2 次泽尔尼克多项式是可使用的。

[0100] 可以注意到, 描述本发明的透镜, 以便在第二距离处获得等于 -1.0 的非球面度。在更为一般性的情形中, 如果期望不同的目标非球面度值, 只需根据附件 A 的公式 [50] 改变在第二距离处的曲率半径 R_p 的值即可。

[0101] 在不同的变型中, 装置将可具有以下特征:

[0102] - 周边区域 (Z_2, Z_3, Z_4) 包括正视区域 (Z_2), 所述正视区域在第一距离 ($P_p/2$) 和第二距离 (D_e) 之间延伸, 其中, 在正视区域 (Z_2) 中, 曲率半径连续地且严格单调地变化,

[0103] - 在正视区域 (Z_2) 中, 曲率半径根据至少部分三角式的函数 ([20]) 随着距光轴的距离而变化,

[0104] - 在正视区域 (Z_2) 中, 曲率半径随着距光轴的距离线性地变化,

[0105] - 周边区域 (Z_2, Z_3, Z_4) 包括外区域 (Z_3, Z_4), 所述外区域在第二距离 (D_e) 以外延伸, 其中, 曲率半径连续地且单调地变化,

[0106] - 在外区域 (Z_3, Z_4) 中, 曲率半径根据至少部分三角式的函数 ([20], [30]) 随着

距光轴的距离而变化，

[0107] - 在外区域 (Z3, Z4) 中，曲率半径随着距光轴的距离线性地变化，

[0108] - 在外区域 (Z3, Z4) 中，曲率半径基本上是恒定的，

[0109] - 外区域 (Z3, Z4) 包括中间区域 (Z3) 和端部区域 (Z4)，所述中间区域在第二距离 (De/2) 和第三距离 (2De-Pp/2) 之间延伸，所述端部区域在第三距离 (De-Pp/2) 和透镜的端部之间延伸，第三距离 (2De-Pp/2) 基于病人的间视下的瞳孔直径 (Pm) 和明视下的瞳孔直径 (Pp) 计算出，

[0110] - 在中间区域 (Z3) 中，曲率半径根据至少部分三角式的函数 ([20], [30]) 随着距光轴的距离而变化，

[0111] - 在中间区域 (Z3) 中，曲率半径随着距光轴的距离线性地变化，和

[0112] - 在端部区域 (Z4) 中，曲率半径基本上是恒定的。

[0113] 提请注意的是，眼内透镜包括植入物的所谓“光学的”中心部分，中心部分用于在 6mm 到 6.5mm 的直径上对视力进行矫正，所述中心部分连接到多个“触觉部 (haptique)”，其用于眼内透镜在晶状体囊中的定中心和稳定性。眼内透镜可以是整体件，或可以是具有附加攀的眼内透镜，又被称为三构件式植入物。上文所描述的本发明集中于透镜的“光学”部分，因而并不局限于特定类型的触觉部。一般性地，本发明涉及一种球状眼内透镜，或球柱状眼内透镜，用以对相关联的散光进行矫正。所述眼内透镜可以采用多种类型的亲水、疏水、液态等材料实施。作为变型，非球面度 Q 的变化可以不是通过曲率半径的变化获得，而是通过在材料中心和材料周边之间的材料的折射率 n 的变化获得。此外，还将可获得不同于 -1.00 的其它目标值 Q，如 -1.05 或 -1.10 或其它。

[0114] 本发明还涉及用于制造眼内透镜的一种制造方法，其中，根据上文所描述的曲率半径曲线的计算方法确定曲率半径的曲线，和其中，根据该曲率半径曲线制造成眼内透镜。

[0115] 附件 A

$$[0116] \quad R_p = \sqrt{3} * R_c / 2 \quad [10]$$

$$[0117] \quad R(x) = R_p + |R_c - R_p| \cos \left(\left(\frac{x * |x| - P_p / 2}{2 * (P_m - P_p / 2)} \right) \right) \quad [20]$$

$$[0118] \quad R(x) = R_p + \alpha |R_c - R_p| \cos \left(\left(\frac{x * |x| - P_p / 2}{2 * (P_m - P_p / 2)} \right) \right) \quad [30]$$

$$[0119] \quad C = \frac{|R_c - R_p|}{R_c + R_p} \quad [40]$$

$$[0120] \quad R_p = \sqrt{4 + Q} * R_c / 2 \quad [50]$$

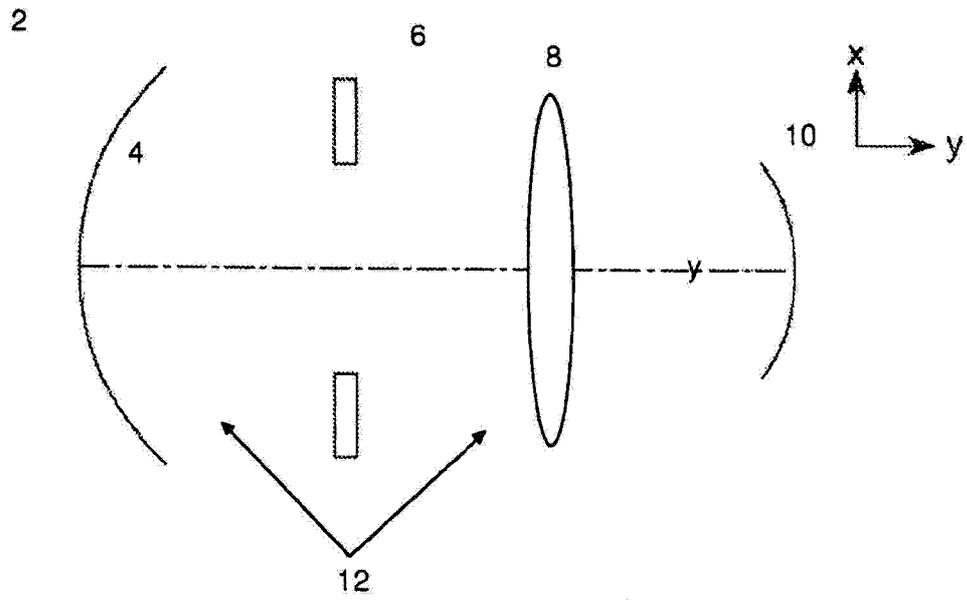


图 1

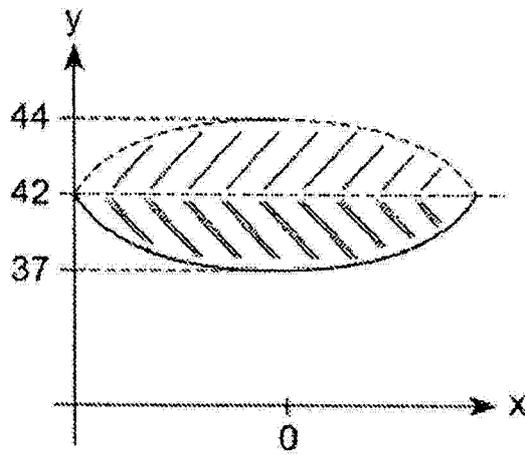


图 2

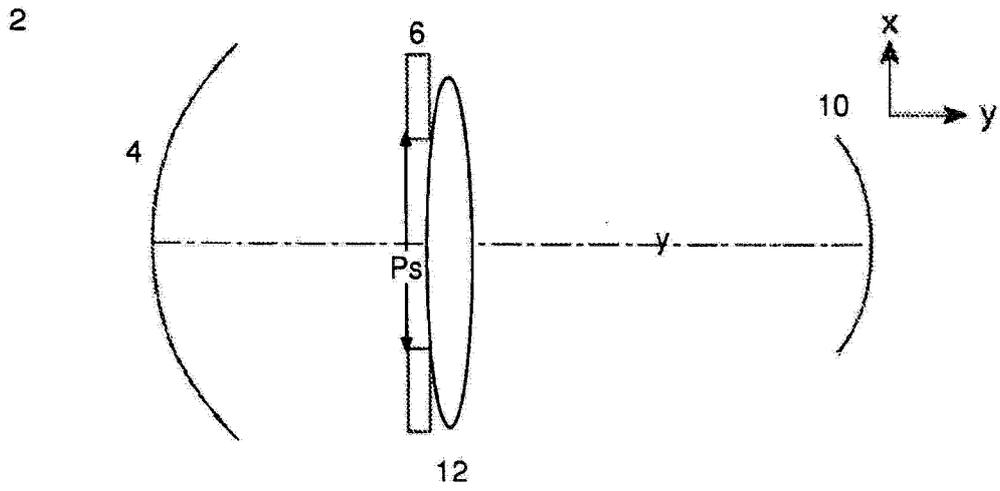


图 3

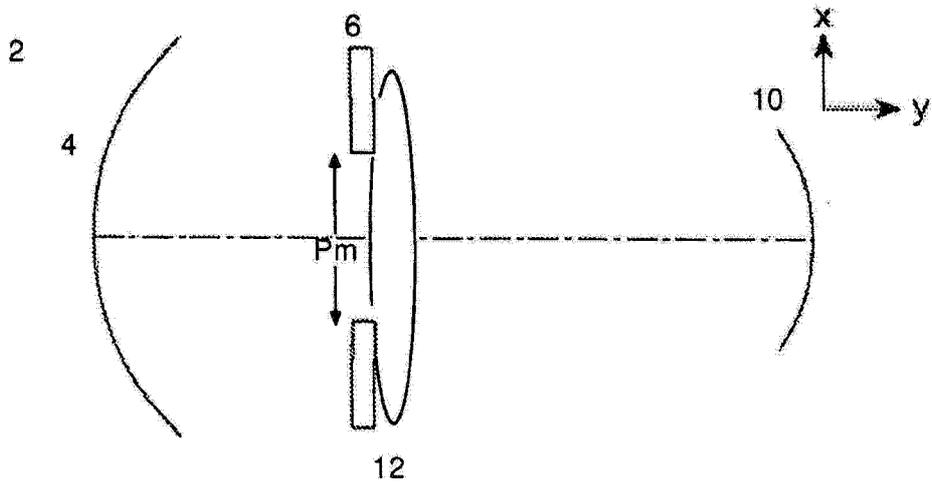


图 4

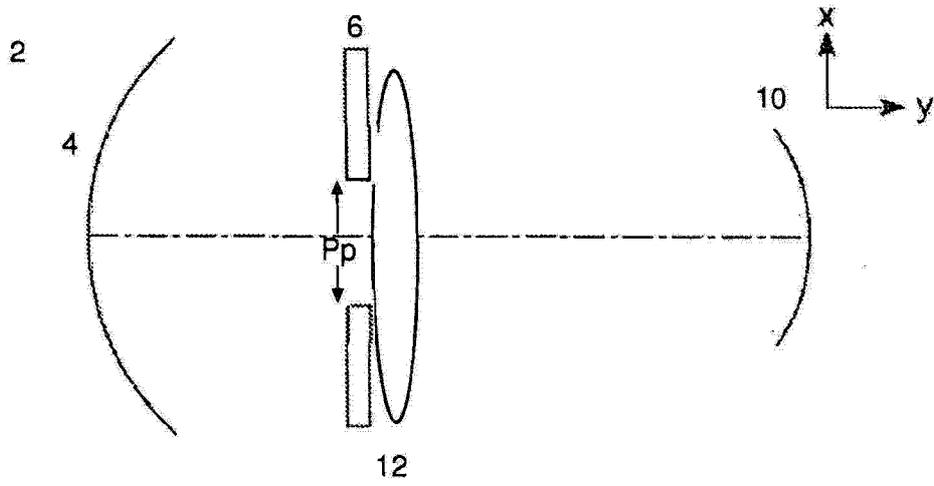


图 5

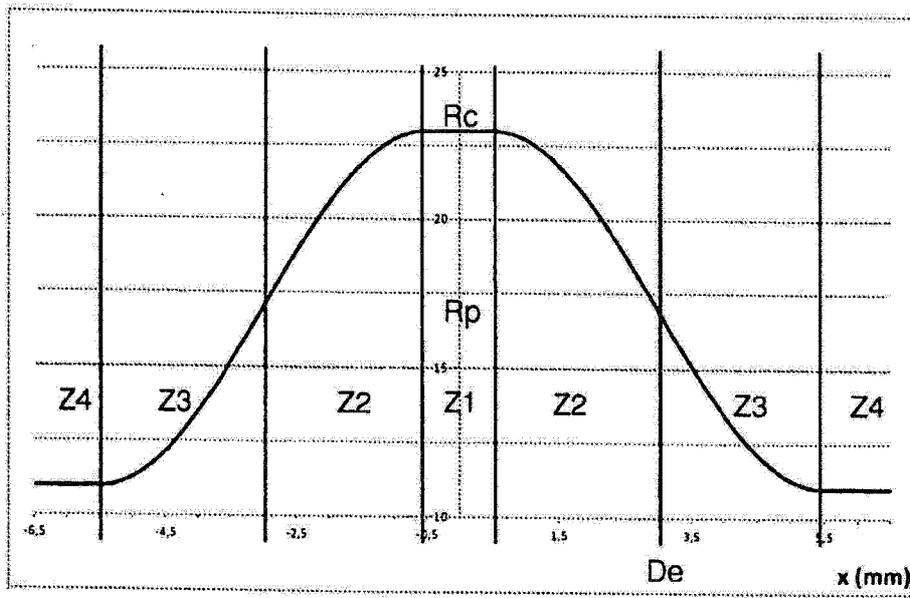


图 6

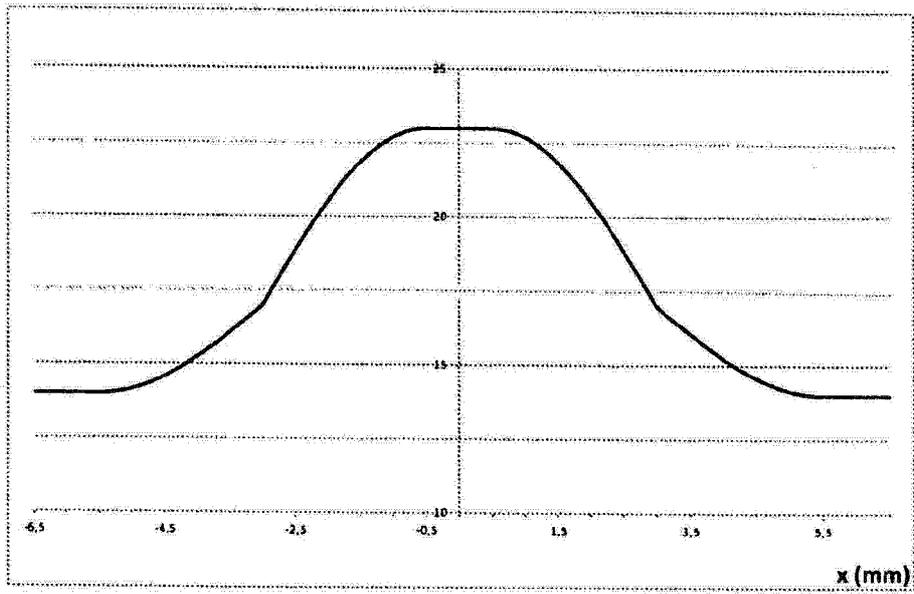


图 7

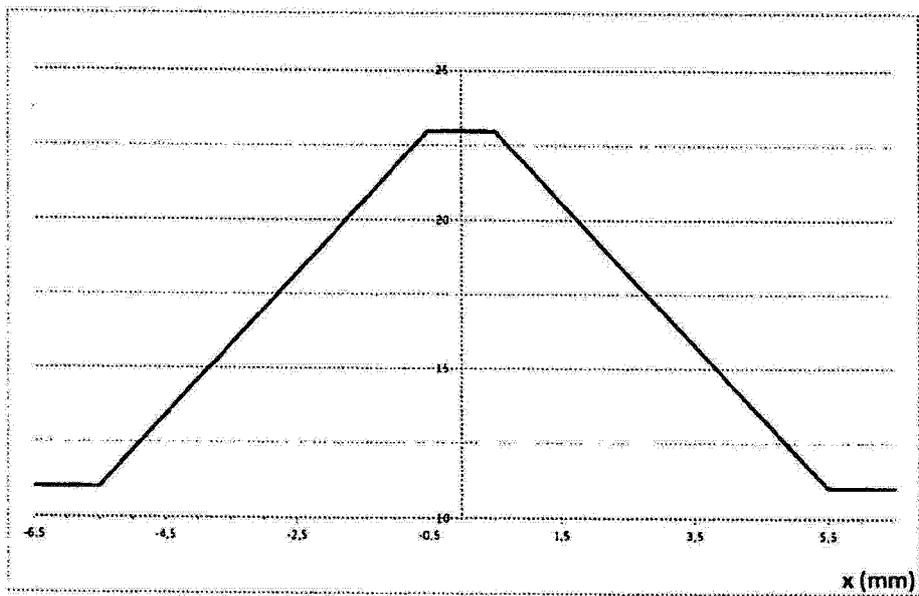


图 8

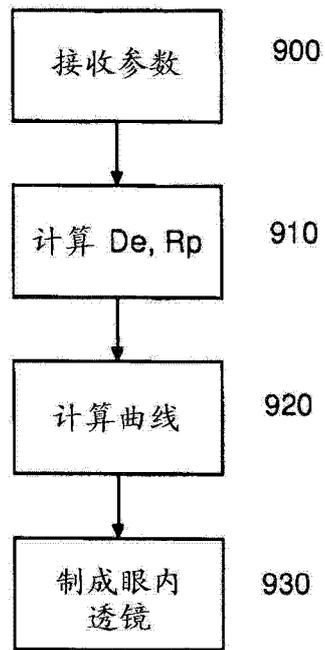


图 9

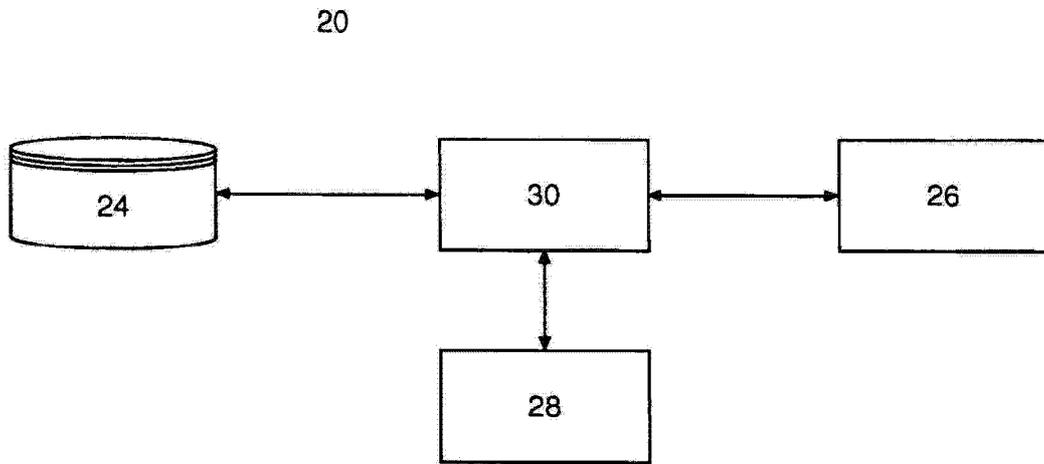


图 10