[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl[7]
A61B 3/10
A61B 3/107

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02817729.0

[43] 公开日 2004 年 12 月 8 日

[11] 公开号 CN 1553783A

[22] 申请日 2002.9.5 [21] 申请号 02817729.0
[30] 优先权
[32] 2001. 9.10 [33] US [31] 09/950,262
[86] 国际申请 PCT/US2002/028117 2002.9.5
[87] 国际公布 WO2003/022137 英 2003.3.20
[85] 进入国家阶段日期 2004.3.10
[71] 申请人 博士伦公司
地址 美国纽约
[72] 发明人 蒂莫西·N·特纳
查尔斯·R·布罗德斯

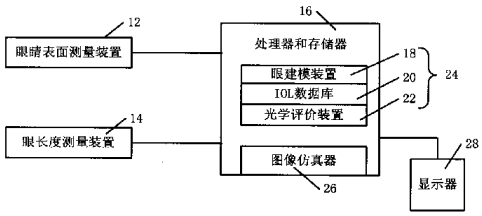
[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 王 英

权利要求书 6 页 说明书 9 页 附图 1 页

[54] 发明名称 人工晶体导出系统

[57] 摘要

一个人工晶体导出系统(10)包括一个眼睛表面的测量装置(12)，用于至少测量眼睛的前后角膜表面的形状和位置，一个眼长度测量装置(14)，用于至少测量该眼的眼轴长度，和一个连接到装置(12和14)上的 IOL 计算装置，用于精确选择适合的 IOL，在选择过程中至少使用测得的前、后角膜表面信息和眼轴的长度。



ISSN1008-4274

1、一种人工晶体导出系统，包括：

一个眼睛表面的测量装置，用于测量包括患者眼睛的前后角膜表面的眼睛的前部；

一个眼长度测量装置，用于测量该眼的眼轴长度、晶状体厚度和位置，以及角膜厚度；

一个连接到每个测量装置上的眼建模装置，用于根据所测得的前、后角膜表面、所测得的晶状体的厚度和位置，所测得的轴的长度、角膜厚度以及 IOL 模型导出该眼模型；

一个 IOL 数据库，用于提供用于该眼建模装置的 IOL 模型的技术描述；

一个光学评价装置，用于评价多个眼模型，每个眼模型都包括一个不同的 IOL 的模型；

一个计量标准，用于确定光学评价已经成功。

2、如权利要求 1 所述的系统，其中所述眼睛表面的测量装置是一个角膜地形图装置。

3、如权利要求 1 所述的系统，其中所述眼睛表面的测量装置是一个 Orbscan®装置。

4、如权利要求 1 所述的系统，其中所述眼睛长度的测量装置是一个 A 型扫描装置。

5、如权利要求 1 所述的系统，其中所述眼睛长度的测量装置是一个 B 型扫描装置。

6、如权利要求 1 所述的系统，其中所述眼的评价装置包括光线跟踪软件。

7、如权利要求 1 所述的系统，还包括一个图像仿真器，用于显示一个结合了所选的 IOL 的仿真视网膜图像。

8、一种人工晶体的评价系统，包括：

一个眼睛表面的测量装置，用于测量患者眼睛的前房，该眼睛前房包括所述眼睛的前后角膜的形状，以及所述眼睛前房的深度；

一个眼长度测量装置，用于测量眼睛的长度和晶状体的厚度；

一个可操作地连接到每个眼测量装置和眼长度测量装置上，用于计算眼睛的 IOL 的人工晶体（IOL）计算装置，在计算中至少使用所测的角膜前表面和后表面的形状、前房深度以及眼睛的长度；和

一种可操作地连接到每个测量装置和计算装置上的眼建模装置，用于根据所测量的前后角膜的形状，前房深度，所测的眼睛长度，晶状体的厚度以及所计算的 IOL 对眼睛进行建模，以及

一个用于评价眼模型的评价装置。

9、如权利要求 8 所述的系统，其中所述眼测量装置是一个角膜局部地形图装置。

10、如权利要求 8 所述的系统，其中所述眼睛测量装置是一个 Orbscan®装置。

11、如权利要求 8 所述的系统，其中所述眼轴长度的测量装置是一个 A 扫描装置。

12、如权利要求 8 所述的系统，其中所述眼轴长度的测量装置是一个 B 扫描装置。

13、如权利要求 8 所述的系统，其中所述眼的评价装置包括光线跟踪软件。

14、如权利要求 8 所述的系统，还包括一个图像仿真器，用于显示一个结合了所选的 IOL 的仿真视网膜图像。

15、一种 IOL 计算系统包括：

一个眼睛表面测量装置，用于至少测量眼睛的一个前面的角膜和一个后面的角膜的形状，以及该眼睛的前房深度，以及

一个可操作地连接到该眼睛的测量装置中的人工晶体计算装置，用于精确计算出该眼睛的 IOL，在计算中至少使用所测的角膜前表面和后表面的形状，以及眼轴的长度。

16、如权利要求 15 所述的系统，还包括一个用于测量眼轴长度的眼轴长度测量装置，该装置可操作地连接到所述矫正的晶体计算装置上，其中所测量的眼轴长度在计算中使用。

17、如权利要求 15 所述的系统，其中所述眼睛测量装置是一个角膜地形图装置。

18、如权利要求 17 所述的系统，其中所述眼睛测量装置是一个 Orbscan®装置。

19、如权利要求 15 所述的系统，其中在已知的 IOL 屈光度计算公式中的角膜散光度因子（k）和一个角膜曲率半径因子(r)是根据所测量的前面和后面角膜的曲率推导出，并且形成所述矫正的晶状体计算装置的一部分。

20、如权利要求 19 所述的装置，其中已知的屈光度计算公式选自由公式 SRK、SRKII、 SRK/T、HolladayI、HolladayII、Binkhorst、Olsen、Hoffer-Calenbrander、TMB、DKG 和 WPC 组成的组。

21、如权利要求 15 所述的系统，还包括一个图像仿真器，用于显示一个结合了所选的 IOL 的仿真视网膜图像。

22、IOL 计算系统包括：

一个用于测量患者眼睛前房的眼睛表面测量装置，所述患者眼睛前房包括眼睛前后角膜的形状，以及眼睛的前房深度；

一个用于测量所述眼的眼轴长度的测量装置；和

一个可操作地连接到每个眼测量装置和眼长度测量装置上的人工晶体（IOL）计算装置，并且该眼长度测量装置用于精确计算眼睛的矫正的晶状体，在计算中至少使用所测得的前面和后面的形状，前房深度以及眼轴长度。

23、如权利要求 22 所述的系统，其中所述眼睛测量装置是一个角膜地形图装置。

24、如权利要求 23 所述的系统，其中所述角膜地形图装置是一个 Orbscan®装置。

25、如权利要求 22 所述的系统，其中在已知的 IOL 屈光度计算公式中的角膜散光度因子（k）和一个角膜曲率半径因子(r)是根据所测量的前面和后面角膜的曲率推导出，并且形成所述矫正晶状体计算装置的一部分。

26、如权利要求 25 所述的装置，其中已知的屈光度计算公式选自由公式 SRK、SRKII、 SRK/T、HolladayI、HolladayII、Binkhorst、Olsen、Hoffer-Calenbrander、TMB、DKG 和 WPC 组成的组。

27、如权利要求 25 所述的系统，还包括一个图像仿真器，用于显示一个结合了所选的 IOL 的仿真视网膜图像。

28、如权利要求 22 所述的系统，其中所述眼轴长度的测量装置是一个 A 扫描装置。

29、如权利要求 22 所述的系统，其中所述眼轴长度的测量装置是一个 B 扫描装置。

30、一种计算患者眼睛的 IOL 屈光度的方法，该方法包括以下步骤：

测量所述眼睛的前房，包括测量前面和后面的角膜形状，以及前房的深度；

测量所述眼的眼轴长度；以及

计算所述眼的 IOL，在计算中至少使用所测得的前面和后面角膜的形状，前房深度以及眼轴的长度。

31、如权利要求 30 所述的方法，其中测量前房的步骤包括使用一个角膜地形图装置。

32、如权利要求 31 所述的方法，其中所述的角膜地形图装置是一个 Orbscan®装置。

33、如权利要求 30 所述的方法，其中所述的计算步骤还包括推导出角膜散光度（k）和一个角膜曲率半径因子(r)，以便用于已知的 IOL 屈光度计算公式中，其中因子 k 和 r 以所测量的前面和后面角膜的曲率为基础。

34、如权利要求 33 所述的方法，其中已知的屈光度计算公式选自下面由公式 SRK、SRKII、 SRK/T、HolladayI、HolladayII、Binkhorst、Olsen、Hoffer-Calenbrander、TMB、DKG 和 WPC 组成的组。

35、 如权利要求 30 所述的系统，还包括一个图像仿真器，用于

显示一个结合了所选的 IOL 的仿真视网膜图像。

人工晶体导出系统

技术领域：

本发明涉及一种用于导出一种人工晶体（IOL：Intraocular Lens）的系统，该系统适合特定的病人，并用于替代他们天然的但患病的晶状体，还尤其涉及一种用于根据病人角膜表面的测量（前表面和后表面）以及眼睛长度的测量（晶状体厚度，晶状体位置和眼轴长度），推导出用来定义 IOL 的屈光度和其它参数的系统。

发明背景：

如果每个人能存活得足够长，他们都将会患上白内障，白内障是在正常晶状体内的退化性浑浊，它限制了视力并因此而影响了生活质量。正常的治疗过程是手术切除晶状体，并用人工晶体（IOL）代替它。虽然 IOL 的种类很多，但它们的功能是相同的：在不借助其它矫正方式（眼镜或隐形眼镜）的情况下，使人所看到的图像清晰聚焦在他们的视网膜上。要进行上述工作，该 IOL 必须具有合适的光学屈光度，屈光过度使得图像在视网膜前成像，屈光不足使得图像在视网膜后成像，只有当图像在视网膜上聚焦时图像才能清晰呈现。

目前使用的 IOL 主要有两类：球形和环面的。环面 IOL 可以用于矫正散光，散光是一种以屈光度在子午线角上呈二重（2-fold）正弦变化为特征的光学象差。具有“规则”散光的患者最大屈光度主要排列在他们的上下（即垂直）平面，而具有“不规则”散光的患者最大屈光度主要排列在他们的鼻额一颞平面（即水平面）。很少有患者具有位于这两种常见的极端情况之间的倾斜排列。

球形 IOL 是以单屈光度为特征，不能用于矫正散光。第三类专用的 IOL 在有限的临床中使用，并且结合了与众不同的特性（如多聚焦屈光度）来克服特殊的视力缺陷（如老花眼）。前面那类定制的 IOL 不是用于临床使用，而是潜在地能够矫正高阶光学象差。专用与定制

的 IOL 之间有明显的区别，后者试图对于特定的眼睛状况提供一幅完美的视觉图像，而前者试图为了适应眼睛的不同状态而对图像质量有所妥协。

有很多因素对传送到并聚焦在视网膜上的图像有帮助，影响该图像的眼睛的各部分包括眼内的角膜、晶状体、房水和玻璃体、视网膜形状和覆盖在角膜上的表面的泪膜。此外，光学聚焦受到所有内部折射面的形状（特别是曲率）和位置、干涉材料的折射率，以及眼轴的总长度的影响。

许多研究者做了大量工作来提供适用于特定病人的计算 IOL 屈光度的理论和经验公式，临床建立的 IOL 屈光度公式包括 SRK、SRKII、SRK/T、HolladayI、 HolladayII、Binkhorst、Olsen、Hoffer-Calenbrander、TMB、DKG 和 WPC 公式。Retzlaff 等在他们题为“晶状体植入的屈光度计算（ Lens Implant Power Calculation）”一书中，详尽地讨论了许多晶状体屈光度的计算公式和影响计算屈光度的因素。

上面列出的 IOL 屈光度计算公式考虑到许多因素，如角膜曲率、前房深度、用术语角膜水平直径（horizontal-white-to-white）表示的角膜的尺寸、前房深度、晶状体厚度以及所述眼轴的长度。不过，这些公式也仅通过测量角膜前表面的曲率计测量的曲率(K)来估计角膜的屈光度，它是一个典型地由角膜曲率计测得的单独的值（或在散光情况下是两个值）。在这些公式中，没有包括有关实际后角膜屈光度的任何信息。

对于具体如何使用 K，各个公式之间各不相同。例如在 SRK 中，K 只是在数据回归分析中的一个参数，另一方面，在 Holladay 中，试图通过 K 估计实际角膜屈光度。这一点是通过假设该角膜后表面半径比由 K 推导的前表面半径小 1.2mm 而实现的（参见《白内障和屈光外科杂志（Journal of Cataract and Refractive Surgery）》，第 23 卷，第 1360－1367 页，1997 年 9 月）。虽然 Holladay 的方法没有忽略角膜后表面的屈光度，因而看上去可能更令人满意，但实际上它并没有增加更多的信息。因为一直使用经验信息来调整每个公式，因而角膜后表面屈光度的效果可自动包括在里边，但这只是对正常的、人均的

角膜而言。

不考虑后角膜的实际屈光度，在 IOL 导出中会引起潜在的问题。只有当后角膜紧靠着前角膜时（在大多数情况都是这样的），这种省略才是可以容忍的。不过，当该后角膜明显偏离它的前角膜时，最终的手术结果是 “屈光突变（refractive surprise）”，这只有在后角膜表面被测量并且正确考虑后角膜表面的屈光时才能预期。

在屈光度计算中，另一个引起误差的简化是没有考虑到局部波速、界面折射和该视觉测量装置中所用的光学和声学探测束的位置。对人类而言，视线并不总是沿着眼睛光轴的方向，而是经常相对于光轴角度倾斜几度。光和声音的探测波束不但在倾斜的界面折射，而且在相反的方向折射。发生这种现象是因为，密度大的物质典型地减慢光速而增加声速。而且，A 型扫描超声装置典型地沿着光轴方向设置（给予最大屈光），而光学装置沿着视轴方向设置。

另一个引起误差的简化是当视网膜近似扁平或总体可接收时，虽然一个扁平的图像平面与近轴光学计算是一致地，但是用于模拟扩展的图像（或点扩展函数）的更复杂的分析受到感光器表面固有曲率的影响。特别是球形象差受到影响。感光器的狭长的形状使得它们具有由角度决定的接收能力，而不是像纤维光学那样。当作为整体考虑时，这可以通过众所周知的斯蒂尔斯－克劳福德(Stiles－Crawford)效应定量获得。

现有技术的一个主要缺点是它们不能计算具有非正常角膜的眼睛的 IOL 屈光度，这包括所有患有角膜病变和做过角膜和屈光手术的眼睛。由此产生的基本的问题是试图用单一的曲率值（在散光的情况下是两个）来设置非球面表面。角膜曲率计测量的曲率是目前 IOL 屈光度公式中第二重要的参数，它是通过假设前角膜表面是球形的，从而得到上述曲率值的。实际上，正常的初始的角膜是扁椭圆状的，这种差别导致的结果隐藏在这些经验公式中。术后的角膜具有截然不同的形状，它们使得前面的经验医学遭到挫败。这种畸形表面的误差只有在测量了实际的角膜形状（而不仅仅是角膜曲率计测量的曲率），并正确地考虑了该实际的角膜形状时才能够被矫正。

因此，需要这样一种系统，在该系统中，实际测量的角膜表面（包括前表面和后表面）以及它们的设置方式、形状和位置及其它重要的眼睛的组成部分，共同用于推导与患者眼睛最匹配的 IOL 之中。

附图简述：

图 1 示出本发明提出的系统的框图。

优选实施例详述：

图 1 是一个人工晶体推导系统 10，包括一个眼表面测量装置 12 和一个眼长度测量装置 14，这两个装置都与中心处理器和存储装置 16 相连接。处理器 16 还包括一个眼建模装置 18，一个 IOL 数据库 20 和一个光学评价装置 22，以及一个图像仿真器 26。该眼建模装置 18、IOL 数据库 20 和光学评价装置 22 可以合并起来，称为 IOL 计算装置 24。

该表面测量装置 12 测量患者眼睛前部的角膜表面的形状和位置，最低限度是前后角膜表面。装置 12 优选为一个角膜和眼睛前部的地形图装置，最好是一个来自博士伦公司的 OrbscanII 装置。装置 12 也可以是已知的用于测量所述眼睛前部表面的形状和位置的装置的组合。

长度测量装置 14 优选是一个 A 型扫描或 B 型扫描超声装置，但也可以是适于测量眼轴长度和晶状体位置和厚度的装置的组合，或者甚至可以是一个光学测量装置。

图 1 中显示的以及上面所说明的测量功能的划分不是很重要，因为所有的测量都可由眼建模装置 18 结合在一起。例如，前房深度、从角膜到晶状体前表面的长度都可选地由测量眼前部表面位置的装置 12 推导出。同样，对定位后表面的角膜厚度也可以由测量眼长度的装置 14 确定。

IOL 计算装置 24 通过开发多个定制的眼模型来确定眼睛合适的矫正晶体。每一个眼模型都是根据装置 12、14 测量的值，以及 IOL 数据库 20 中的数据确定的，然后通过装置 22 对每个模型进行光学评价。

白内障晶状体的光学影响在很大程度是未知的，并随时间而变化，因此它不是任何定制的眼模型的一部分，而是将预期的 IOL 模型插入到预期的植入位置而成为定制的眼模型的一部分。每个定制的眼模型与其它的模型的差别只在于所采用的是特定的 IOL 模型。IOL 模型可以是纯理论的，或可以是已有产品的精确的数学表达，它的描述方式通过 IOL 数据库 20 管理。

眼建模装置 18 的主要功能是构建与测得的数据一致的、定制的、自洽的眼模型。这种眼建模装置由于很好地掌握了所有可得到的数据，而能够补偿测量装置 12 和 14 测量中所提供的某些数据的不一致性和遗漏。例如：本领域普通技术人员能够理解，只要在眼模型中建立了表面并确定了方位，该模型就能够用于矫正声学探测波束的界面折射及其它类似的问题。该眼建模装置也用于补偿不同测量方法（主要是光学和声学）解释上的差异。例如，由超声检测到的视网膜边界相对光学传感表面偏移了一定距离，该距离在本领域中称为视网膜厚度的距离。

眼建模装置的优选实施例使用了按照数学样条的方法来捕获所有光学界面 18（至少前面和后面的角膜表面和所有 IOL 表面）的真实形状，以及视网膜感光器表面的形状。

评价装置 22，优选使用标准的方法（近轴光学、光线跟踪光学、和/或衍射光学），通过光学方法评价每个眼模型，并根据一计量标准（metric）评定它们的等级，该计量标准可以是光学波前或 PSF，或是一些由光波前和 PSF 得到的函数，或是其它任何用于确定是否选择了合适的晶状体的计量标准。不是所有可能的眼模型都需要进行评价。对不同眼模型进行排序（例如按照 IOL 屈光度）以及与计量标准进行比较，使得能够通过局部校正进行反复搜索，该局部矫正通常是在对数时间而不是线性时间内很快实现。评价装置 22 也使用几何评价方法（如角膜表面的最佳曲率）而不是优选的光学评价。

光学评价装置 22 的优选实施例使用光线跟踪光学计算波的象差，以及使用衍射光学计算以 PSF 为特征的聚焦图像。优选的实施例跟踪所有进入瞳孔的光线，并评价在弯曲表面上的 PSF，该弯曲表面接

近光感受器表面的固有曲率。该优选的实施例按照斯蒂尔斯－克劳福德（Stiles-Crawford）效应对所有光线加权。

光学评价装置 22 使用的优选的计量标准是以光学 PSF 为基础的，因为它最好地代表了落在视网膜上的实际的图像。优选的计量标准也包括用于模拟视网膜成像心理过程的算法和处理函数。如许多人所知道的，我们的眼睛是一个连接到目前最好的图像处理器——人脑上的弱光学装置。我们的视觉能力大部分基于大脑从被散光、眩光、色象差（或其它种类）损害的弱图像中提取相关信息的能力。例如：老花眼，或随着年龄的增长眼睛失去适应性调节的能力，常常用多重聚焦晶状体来治疗，该多重聚焦晶状体可同时将模糊的和清晰的图像显示在视网膜上。这种方法能够有效是因为大脑能够过滤模糊的图像，看到清晰的图像。相似的，优选的 PSF 计量标准必须能模拟大脑过滤模糊图像而留下清晰图像的功能。这可以通过标准的图像处理算法和技术实现。

当用于所选的 IOL 的 PSF 已经计算好后，该 PSF 能够用标准方法产生仿真的视网膜图像，该图像将使得医生和患者在手术前就能够看到和理解植入的预测结果。在想要选择一个专用 IOL 时，这种信息特别有用，因为它给了病人一个机会，使他能够看到该专用 IOL 提供的光学妥协。

这里有两个 IOL 计算装置 24 的优选实施例，每个实施例都具有不同的有效范围。“标准的”实施例只对没有被疾病和手术损害的正常角膜有效，而“通用的”实施例对所有眼睛有效，无论它是否受到损害。

现在对通用的实施例进行详细说明。很明显，近轴光学技术在通用的实施例中是不够的，因为它们不能捕获象差。而且，所述的通用的计算包括瞳孔接受的所有光线。因为定制的眼睛模型中使用了实际测量的角膜，因此甚至对于接受过手术和受过其它损害的眼睛，由这种光学系统产生的实际的 PSF 也能够被精确地计算得到。并且因为定制的眼睛中使用了一个精确的 IOL 模型（而不仅仅是屈光度），因此由这种光学系统产生的实际的 PSF 能够对球形、环面、专业和定

制这四种类型 IOL 进行精确地计算。

IOL 计算装置的更具限定性的、或标准地实施例是以本领域中多种 IOL 屈光度计算公式为基础的，它们已经经过了世界成千上万例白内障手术的验证。临床建立的 IOL 屈光度公式包括 SRK、SRKII、SRK/T、HolladayI、HolladayII、Binkhorst、Olsen、Hoffer-Calenbrander、TMB、DKG 和 WPC 公式。在本发明标准的实施例中用角膜后表面的实际测量所得信息校正角膜曲率计测量的曲率(K)。本质上，由角膜曲率计得到的 K 是通过测得患者的后屈光度定制的。有很多种方法能够实现该功能，下面是仅用于后屈光度矫正的角膜表面测量的特殊例子（角膜前表面的信息也以角膜曲率计测得的 K 值为基础）。

1.用角膜曲率计测量 K_1。K_1 是用于所选择的标准 IOL 公式中的初始或未矫正的值。

2.使用近轴表面屈光度关系通过 K_1 确定前表面的屈光度 A_1（$n_K=1.3375$ 是标准的角膜散光度，$n_C=1.376$ 是该角膜的折射率）

$$A_1=\frac{n_c-1}{n_k-1}K_1$$

3.使用下面的方法之一通过角膜表面测量值确定后表面的屈光度 P。

3.1 从角膜表面测量值中，计算前角膜 A 和总角膜 C（后者包括前表面和后表面）的全瞳孔光线跟踪屈光度。然后通过减去近轴屈光度找到等效的后表面屈光度 P(t 是角膜厚度)。

$$P=\frac{C-A}{1-\frac{t}{n_c}A}$$

3.2 从后表面测量中，选择使后表面的形状与球形、圆锥形、椭圆形和其他数学表面相匹配的合适的参数，然后从表面半径 R_P(n_Q=1.336 是房水的折射率)中得到近轴表面的屈光度。

$$P=\frac{n_Q-n_C}{R_P}$$

3.3 通过后表面的测量，计算后表面的局部曲率，并在可见的瞳孔的范围内对它求平均值。然后通过对后表面曲率求平均值得到近轴表面屈光度。

$$P = (n_Q - n_C)\bar{\kappa}_P$$

4.按照近轴方法，将 A_1 和 P 合并为实际的角膜屈光度 C_2 的最佳估计值。

$$C_2 = A_1 + P - \frac{t}{n_C} A_1 P$$

5.通过标准 K（C）关系确定 K_2。该步骤是将实际角膜屈光度 C_2 的最佳估计值重构为标准 IOL 公式可以使用的形式必需的步骤。

$$K_2 = K(C_2)$$

K_2 是 K_1 的校正值，将它插入该标准公式中。对于正常的眼睛，K_1 和 K_2 本质上相同，不过，当后表面相对于它的前表面异常时，K_2 校正了这种差别并避免屈光度突变（refractive surprise）。

这种 C(K)关系，以及相反的 K(C)关系,都是非线性单调的函数，它捕获了正常人群眼睛的实际角膜屈光度和角膜曲率计测量的曲率之间的关系。这种 C(K)关系与通过前面步骤 1－4 对大量正常眼人群进行测量得到的数据吻合。这些数据的一个例子参见 Turner，T.N.（1998 年 4 月）在由博士伦公司提供的“Orbscan Presentations”，2000 年 10 月版，幻灯片 16（slide 16）上发表的“角膜曲率计是否可以真实地估计出角膜屈光度（Does keratometry really estimate corneal power）”一文。这种 C（K）关系被认为与年龄、性别和地方种族有关。

本发明更具限定性的或标准的实施例包括该一般实施例的所有部分：眼建模装置 18、IOL 数据库 20、光学评价装置 22 和图像仿真器 26。在上面的例子中，该眼模型只包括角膜，并没有使用 IOL 数据库，不过，因为该 PSF 被植入的 IOL 通过多种方式进行了修改，并不仅仅是散焦，因此通过将 IOL 包含在眼模型中可以获得更精确的解决方案。可以根据所选标准屈光度公式中给出的未校正的值，通过

手术选择该 IOL。然后，从 IOL 数据库中获取该模型的定义，并将其与眼模型合并。接着，该光学评价装置确定聚焦面的最优位置，该位置在计算系统的屈光度时必不可少。在这三个基本系统中，提取后表面屈光度 P 比步骤 3.1 中给出的算法更复杂，但它仍然是一个近轴操作。最后，通过计算得到的 PSF，图像仿真器能够在显示器 28 上显示结合了所选 IOL 的仿真视网膜图像。

需要注意，在转换和结合屈光度时，近轴光学（如上面的步骤 2、3、4 中）的使用只有在具限定性的或标准的实施例中才是正确的，它们必须与现有的 IOL 公式相联系。这与所有此类建立在近轴光学基础上的公式的理论证明相一致，并且与近轴概念的屈光度的使用是根本上一致的。

本发明具限定性的和标准的实施例可以推导出所有通过标准公式得到的类型的 IOL，即球形、环面形和专用 IOL。另一方面，定制 IOL 应该使用所述的通用实施例，因为当试图校正更高阶象差时，不存在可以使用的近轴近似。

在不脱离本发明的精神和范围的情况下，对优选的实施例进行的替换和修改对本领域技术人员来说都是显而易见的。

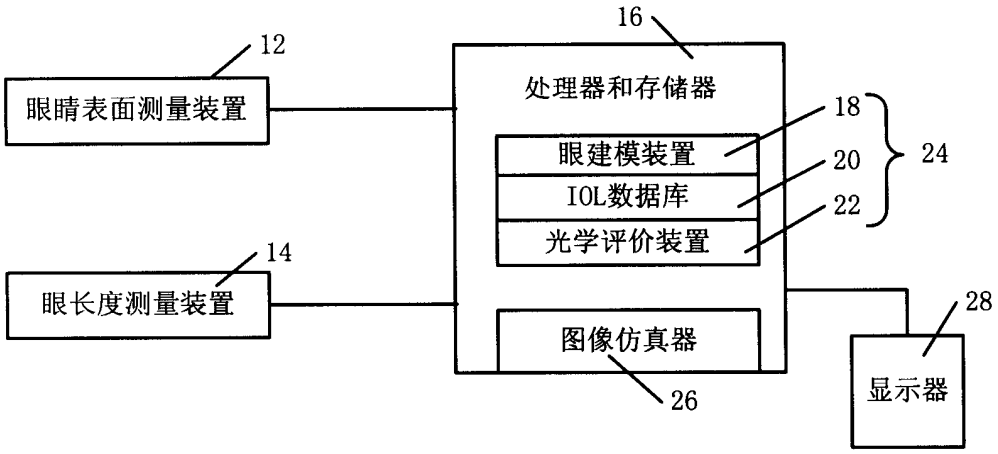

16
12
处理器和存储器
眼睛表面测量装置
18
眼建模装置
20
IOL数据库
22
光学评价装置
24
14
眼长度测量装置
28
图像仿真器
显示器
26

图 1