



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109008941 B

(45) 授权公告日 2021. 08. 24

(21) 申请号 201810941555.4

(22) 申请日 2014.10.08

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109008941 A

(43) 申请公布日 2018.12.18

(30) 优先权数据
61/889,477 2013.10.10 US

(62) 分案原申请数据
201480055492.2 2014.10.08

(73) 专利权人 爱尔康公司
地址 瑞士弗里堡

(72) 发明人 T·D·帕德里克 E·J·萨弗尔

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所
有限公司 11038

代理人 宋岩

(51) Int.Cl.
A61B 3/10 (2006.01)
A61B 3/103 (2006.01)
A61B 3/12 (2006.01)
A61F 2/16 (2006.01)

审查员 李坤

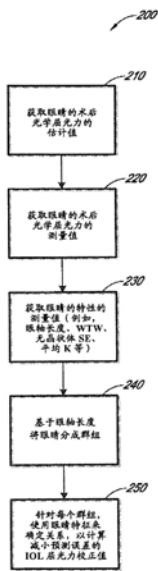
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54) 发明名称

用于IOL屈光力估计值的校正值

(57) 摘要

公开了一种确定用于计算人工晶状体 (IOL) 屈光力校正值的的眼科方法。所述方法可涉及获取经受IOL植入手术的多只眼睛的术后光学屈光力的估计值。还可获取所述眼睛的术后光学屈光力的测量值和一个或多个特性 (例如, 眼轴长度) 的测量值。可将眼睛基于它们的眼轴长度分成多个群组。对于所述多个群组中的每个, 基于测得的特性, 确定用于计算IOL屈光力校正值的数学关系。当所述数学关系应用于术后光学屈光力的对应估计值时, 可减小各群组中的相应眼睛的预测误差。还公开了使用IOL屈光力校正值的方法和系统。



1. 一种眼科仪器,包括:

测量装置,用于测量患者眼睛的无晶状体光学屈光力;以及

处理器,用于访问存储有计算机可执行代码的计算机可读介质,该计算机可执行代码能够被所述处理器执行以:

从所述测量装置接收关于患者眼睛的无晶状体光学屈光力的指示,

至少部分地基于患者眼睛的无晶状体光学屈光力来确定人工晶状体IOL屈光力估计值,

接收患者眼睛的测得的眼轴长度值,

通过基于所述多只眼睛的眼轴长度划分所述多只眼睛而得到的多个群组中的每个,选择用于计算IOL屈光力校正值的数学关系,其中,所述数学关系基于所述患者眼睛的一个或多个特性和对应于患者眼睛所属眼轴长度群组的对应于所述患者眼睛的一个或多个特性的回归系数,当把IOL屈光力校正值应用于术后光学屈光力的对应估计值时,减小了每个群组中的相应多只眼睛的预测误差,所述预测误差是基于每个群组中的多只眼睛的术后光学屈光力的估计值与测量值之间的相应差异,所述回归系数是使用分段方法来产生的,

基于经所述IOL屈光力校正值调节的术后光学屈光力的估计值来选择用于所述患者眼睛的IOL。

2. 根据权利要求1所述的眼科仪器,其中,所述测量装置包括波前像差仪并且所述无晶状体光学屈光力包括无晶状体光学屈光力的直接测量值。

3. 根据权利要求2所述的眼科仪器,其中,所述波前像差仪包括Talbot-moiré波前像差仪。

4. 根据权利要求1所述的眼科仪器,其中,所述多只眼睛的一个或多个特性包括眼轴长度、测得的无晶状体光学屈光力、理论的无晶状体光学屈光力、眼角膜屈光力、或白到白距离。

5. 根据权利要求4所述的眼科仪器,其中,所述一个或多个特性中的一个包括理论的无晶状体光学屈光力和测得的无晶状体光学屈光力之间的差异。

6. 一种眼科方法,包括:

接收患者眼睛的测得的眼轴长度值;

通过基于所述多只眼睛的眼轴长度划分所述多只眼睛而得到的多个群组中的每个,选择用于计算IOL屈光力校正值的数学关系,其中,所述数学关系是基于所述患者眼睛的一个或多个特性和对应于患者眼睛所属眼轴长度群组的对应于所述患者眼睛的一个或多个特性的回归系数,当把所述IOL屈光力校正值应用于术后光学屈光力的对应估计值时,减小了每个群组中的相应多只眼睛的预测误差,所述预测误差是基于每个群组中的多只眼睛的术后光学屈光力的估计值与测量值之间的相应差异,所述回归系数是使用分段方法来产生的;

基于经所述IOL屈光力校正值调节的术后光学屈光力的估计值来选择用于所述患者眼睛的IOL。

7. 根据权利要求6所述的眼科方法,其中,所述多只眼睛的一个或多个特性包括眼轴长度、测得的无晶状体光学屈光力、理论的无晶状体光学屈光力、眼角膜屈光力、或白到白距离。

8. 根据权利要求6所述的眼科方法, 其中, 所述一个或多个特性中的一个包括理论的无晶状体光学屈光力和测得的无晶状体光学屈光力之间的差异。

9. 根据权利要求6所述的眼科方法, 其中, 把所述IOL屈光力校正值应用于术后光学屈光力的对应估计值包括将所述IOL屈光力校正值与患者眼睛的术后光学屈光力的估计值相加。

10. 根据权利要求6所述的眼科方法, 其中, 所述术后光学屈光力的估计值是使用屈光聚散度公式确定的。

用于IOL屈光力估计值的校正值

[0001] 本申请是申请日为2014年10月8日,申请号为201480055492.2,发明名称为“用于IOL屈光力估计值的校正值”的中国发明专利申请的分案申请。

[0002] 通过引用并入的任何优先申请

[0003] 本申请要求2013年10月10日提交的、名称为“CORRECTION FACTOR FOR IOL POWER ESTIMATES”的美国临时专利申请61/889,477的优先权,该申请的全部内容以引用方式并入。

技术领域

[0004] 本发明的技术领域涉及眼科系统和过程。特别地,本发明的技术领域涉及人工晶状体(IOL)屈光力值的确定和/或改进。

背景技术

[0005] 白内障是可在眼睛的天然晶状体中出现的有暗影区域。白内障可达到的程度是从略有暗影到完全混浊。通常,人眼中白内障的形成是与年龄相关的过程。如果一直不治疗,白内障就会导致失明。已经研究出通过用人造晶状体取代天然晶状体进行白内障治疗的外科手术。通常,在眼睛中形成切口并且移除天然晶状体。然后,用被称为人工晶状体(IOL)的人造植入物插入例如眼睛的囊袋中,取代天然晶状体。可选择IOL的球面和/或散光光学屈光力,以便为眼睛提供期望量的术后屈光力。例如,可选择IOL的屈光力,以便当与眼睛角膜的屈光力相结合时,使眼睛尽可能接近正视眼状态。

发明内容

[0006] 公开了用于计算人工晶状体(IOL)屈光力校正值的的眼科方法。在一些实施例中,所述方法包括:获取经受IOL植入手术的多只眼睛的术后光学屈光力的估计值;获取所述多只眼睛的术后光学屈光力的测量值;获取所述多只眼睛的一个或多个特性的测量值,所述一个或多个特性包括眼睛的眼轴长度;将所述多只眼睛基于它们的眼轴长度分成多个群组;以及对于所述多个群组中的每个,基于所述一个或多个特性,确定用于计算IOL屈光力校正值的数学关系,当把所述数学关系应用于术后光学屈光力的对应估计值时,该数学关系减小了每个群组中的相应多只眼睛的预测误差,所述预测误差是基于每个群组中的多只眼睛的术后光学屈光力的估计值和测量值之间的相应差异。

[0007] 公开了一种光学仪器。在一些实施例中,所述眼科仪器包括测量装置和处理器,测量装置用于测量患者眼睛的无晶状体光学屈光力,处理器用于执行包括以下步骤的方法:从所述测量装置接收关于患者眼睛的无晶状体光学屈光力的指示,至少部分地基于患者眼睛的无晶状体光学屈光力来确定人工晶状体(IOL)屈光力值,接收患者眼睛的测得的眼轴长度值,选择用于计算IOL屈光力校正值的多种可能的关系中的一种,所选择的关系是基于所述眼轴长度值的,用所述处理器确定IOL屈光力校正值,所述IOL屈光力校正值是根据所选择的关系以及根据患者眼睛的一个或多个特性来确定的,以及应用所述IOL屈光力校正

值。

[0008] 公开了一种眼科方法。在一些实施例中,所述方法包括:接收患者眼睛的测得的眼轴长度值;选择用于计算IOL屈光力校正值的多种可能的关系中的一种,所选择的关系是基于所述眼轴长度值的;用处理器确定IOL屈光力校正值,所述IOL屈光力校正值是根据所选择的关系以及根据患者眼睛的一个或多个特性来确定的;应用所述IOL屈光力校正值。

附图说明

[0009] 出于总结本公开的目的,在本文中已经描述了本发明的某些方面、优点和特征。要理解,按照本发明的任何特定实施例不一定能实现所有这些优点。因此,可以以实现或优化本文中教导的一个优点或一组优点的方式来实施或执行本发明,而不必实现可能在本文中教导或推荐的其它优点。在附图中示出了某些实施例,附图只是出于例示的目的。

[0010] 图1是绘出一组眼睛的人工晶状体(IOL)屈光力估计值的预测误差作为这些眼睛的眼轴长度的函数的曲线图;

[0011] 图2是用于确定可用于计算IOL屈光力校正值的的关系的方法的实施例的流程图,IOL屈光力校正值减小IOL屈光力估计值的误差;以及

[0012] 图3是示出用于增强将被插入患者眼睛内的人工晶状体(IOL)的光学屈光力的估计值的方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0013] 在典型的白内障手术中,外科医生从患者眼睛移除天然晶状体并且将人工晶状体(IOL)植入其位置。通过选择具有适宜量的球面和/或柱面屈光力的IOL,可以使手术之前是例如近视、远视和散光的眼睛变成正视眼状况或者尽可能接近正视眼状况。针对给定应用确定适宜量的IOL光学屈光力是得到令患者满意的手术结果的关键方面。

[0014] 当计算IOL的适宜屈光力估计值时和/或当确定IOL屈光力估计值的校正值时,可考虑各种因素,诸如1)例如从眼角膜到视网膜测得的眼睛的眼轴长度;2)眼角膜(包括其前表面和后表面)的总光学屈光力;3)理论上的无晶状体光学屈光力(球面和/或柱面);4)角膜水平直径(白到白WTW距离);5)IOL的有效晶状体位置(ELP),ELP可被理解为是例如从眼角膜表面到IOL的术后位置的距离(例如,从眼角膜顶点到处于安置位置的IOL的中心的距离);6)术中执行的眼睛的无晶状体光学屈光力(球面和/或柱面)的直接测量值;以及7)所需的术后光学屈光力(例如,正视眼散焦时的0.0屈光度(D))。

[0015] 可使用术前生物计量测量来测量眼睛的眼轴长度、角膜前表面的曲率和角膜水平直径。可例如通过超声装置或者通过光学相干层析成像(OCT)来测量眼睛的眼轴长度,而可通过例如角膜散光计(例如,在穿过角膜的角膜顶端或解剖中心的正交子午线中测得的K值,并且依据曲率半径来表达或者被表达为沿着这些正交子午线的角膜的屈光力)或角膜地形图仪(模拟的K值)来测量角膜的前表面的曲率。然后,可根据角膜曲率K值来估计角膜的总光学屈光力。另外,患者眼睛的无晶状体眼睛屈光力取决于患者眼睛的总角膜屈光力和眼轴长度。事实上,可根据角膜屈光力和眼轴长度数据来计算理论上的无晶状体眼睛屈光力值。

[0016] IOL的ELP因为它造成眼中光的聚散量不同而影响术后眼睛的总屈光力,聚散量取

决于IOL在角膜和视网膜之间的空间位置。例如,在从预测的ELP只轴向移位0.5mm的20屈光度IOL会导致术后屈光有1.0屈光度的误差。可例如根据2014年7月1日公布的、名称为“DETERMINATION OF THE EFFECTIVE LENS POSITION OF AN INTRAOCULAR LENS USING APHAKIC REFRACTIVE POWER”的美国专利8,764,187中描述的方法来确定ELP,该专利的全部内容以引用方式并入本文中。还可使用其它方法来预测ELP。

[0017] 在一些实施例中,使用波前像差仪(例如,Talbot-Moiré, Shack-Hartmann,或其它)进行无晶状体眼睛屈光力的术中直接测量。波前像差仪可被安装于供外科医生用来执行白内障手术的手术显微镜且与其光学对准。在2011年2月8日公布的、名称为“INTEGRATED SURGICAL MICROSCOPE AND WAVEFRONT SENSOR”的美国专利7,883,505中描述了此装置,此专利的全部内容以引用方式并入本文中。适于执行本文中描述的那些类型的术中测量的一种类型的波前像差仪是Talbot-Moiré波前像差仪,诸如,在2004年5月18日公布的、名称为“OPHTHALMIC TALBOT-MOIRÉ WAVEFRONT SENSOR”的美国专利6,736,510中描述的。

[0018] 简言之,Talbot-Moiré波前像差仪通过将探测激光束引入患者眼睛内来发挥作用。例如,探测激光束可被对准成与患者眼睛的视轴重合。探测激光束穿过眼角膜(包括前表面和后表面),并且入射到视网膜上。探测光束例如以表现地像视网膜处点光源这样的方式被视网膜散射。被散射的探测光束的光返回穿过眼睛(包括眼角膜)。探测光束的光学波前根据眼睛的屈光性质(例如,根据眼角膜的前表面和后表面的形状)而改变。然后,可分析改变后的波前,以确定眼睛的光学屈光力,包括例如球面屈光力、散光屈光力和散光轴。

[0019] 随着关于白内障手术的技术持续改进,越来越多的患者期望在白内障手术后不用戴眼镜。为了实现患者的正视眼结果(或者尽可能接近正视眼),需要改进IOL屈光力估计值。本文中描述了用于针对正经受植入IOL的手术的患者估计IOL屈光力和/或改进IOL屈光力估计值的系统和方法。

[0020] 在一些实施例中,通过从患者眼睛移除天然晶状体来执行白内障手术。在一些实施例中,可进行例如眼轴长度、眼角膜曲率(K)、和/或白到白(WTW)距离的术前生物计量测量。可在术中直接地和/或可基于术前生物计量测量从理论上计算眼睛的无晶状体眼睛屈光力。可根据无晶状体眼睛屈光力(例如,球面屈光力、柱面屈光力、球面等效屈光力等)和/或根据术前生物计量测量来估计IOL的ELP。接着,可由处理电子器件使用IOL屈光力公式来确定IOL屈光力估计值,该公式是例如无晶状体球面等效(SE)屈光力($SE = \text{球面值} + 1/2 \text{柱面值}$)和ELP估计值的函数。IOL屈光力公式还可以是K测量值的函数。

[0021] 在一些实施例中,可根据下面的屈光聚散度公式来计算IOL屈光力估计值,其中,“Desired_PostRx”是期望的术后屈光力,各项中的“V”是顶点距离(例如,对于“Aphakic_SE”而言是0mm而对于“Desired_PostRx”而言是13mm):

$$[0022] \quad \text{IOL屈光力} = \frac{\frac{1336}{\frac{1000}{\frac{1000}{\text{Aphakic_SE}} - V} + K} - \text{ELP}}{\frac{1336}{\frac{1000}{\frac{1000}{\text{Desired_PostRx}} - V} + K} - \text{ELP}}$$

[0023] 还可使用其它用于确定IOL屈光力估计值的方法和公式。一旦已经确定IOL屈光力估计值,外科医生就可选择适宜的IOL,将它植入眼睛(例如,植入囊袋),并且完成手术。

[0024] 可通过例如求解以上针对作为IOL屈光力的函数的Desired_PostRx的等式,确定眼睛的术后光学屈光力的估计值。然后,通过评价为植入选定的IOL的特定屈光力的函数,确定眼睛的术后光学屈光力的估计值。为了确定术后光学屈光力的估计值的误差量,可对眼睛的术后光学屈光力执行手术后的实际测量。接着,可使用诸如回归分析的算术技术来识别各种眼睛特性和估计误差之间的数学关系,以改进今后患者的结果。

[0025] 根据可从中得到可靠术后显现球面等效(SE)光学屈光力测量结果的一组给定数据(例如,每个IOL模型和/或每个术后屈光组超过100只眼睛),可计算用于估计术后SE光学屈光力的预测误差。在一些实施例中,预测误差可以是对于一组眼睛的估计的术后光学屈光力和测得的术后光学屈光力之间的平均绝对误差。在其它实施例中,预测误差可以是测得的术后光学屈光力落入或没有落入期望范围内的眼睛所占的百分比(例如,术后SE小于选定阈值(诸如 $\pm 0.50D$)的眼睛所占的百分比)。

[0026] 可执行使用与眼睛和/或植入的IOL关联的某些特性的值的回归分析,以确定是否有这样一组系数,该组系数在应用于这些特性的值时,可改变估计的术后SE光学屈光力估计值,使得数据集合的整体预测误差减小或最小化。在一些实施例中,可使用线性回归方法将预测误差最小化或减小并且生成关联的回归系数。然而,还可使用更高阶的回归和其它技术(例如,神经网络、随机树等)。

[0027] 在一些实施例中,回归分析中使用的特性包括眼轴长度、白到白(WTW)距离、直接测得的术中无晶状体光学屈光力(例如,无晶状体SE)、理论上计算出的无晶状体光学屈光力(基于术前测量)、眼角膜曲率(例如,平均K)等。在一些实施例中,回归分析提供这样的系数,当这些系数与患者眼睛的这些特性的相应值相乘然后再一起求和时,结果是校正值,可将校正值与例如该患者眼睛的术后光学屈光力相加,以减小预测的术后光学屈光力和测得的术后光学屈光力之间的误差。外科医生可使用经调节的术后光学屈光力估计值来确定应该为患者眼睛选择哪个IOL屈光力。在一些情况下,经调节的术后光学屈光力估计值可导致外科医生选择与他或她原本会在缺少术后光学屈光力的校正的估计值时所选择的不同的IOL屈光力。

[0028] 发明人已经观察到眼睛的术后光学屈光力的估计值的预测误差根据眼睛的眼轴长度而有所不同。这在图1中示出,图1的曲线图100绘出了一组眼睛的人工晶状体(IOL)屈光力估计值的预测误差作为这些眼睛的眼轴长度的函数。数据得自被植入SN6AD1型IOL的一组眼睛。基于眼睛的眼轴长度将这组眼睛划分成六个群组。在这种情况下,这些群组是以均匀的眼轴长度间隔进行划分的。第一群组包括所有那些眼轴长度小于22mm的眼睛。第二群组包括所有那些眼轴长度是从22mm至小于23mm的眼睛。第三群组包括所有那些眼轴长度是从23mm至小于24mm的眼睛。第四群组包括所有那些眼轴长度是从24mm至小于25mm的眼睛。第五群组包括所有那些眼轴长度是从25mm至小于26mm的眼睛。最后,第六群组包括所有那些眼轴长度大于26mm的眼睛。

[0029] 当使用从整个数据集合推导出的回归系数来计算这六个眼轴长度群组的预测误差时,结果比当使用仅仅从各相应群组中的眼睛推导出的回归系数来分别计算这六个眼轴长度群组的每一个的预测误差时差。在曲线图100中,星号(*)指示使用所有六个群组中的所有眼睛执行回归分析的情况下每个眼睛群组的预测误差(在这种情况下,平均绝对误差)。相比之下,加号(+)指示只使用作为各相应群组的成员的眼睛对每个群组分别执行回

归分析的情况下每个眼睛群组的预测误差。如图线100中所示,通过针对每个群组分别执行回归分析而得到的预测误差在每种情况下都小于当不考虑眼睛的不同眼轴长度而通过对所有眼睛一起执行回归分析来得到的预测误差的情况。

[0030] 因此,分段的生成回归系数的方法是一种改进型方法,尤其是对于较短和较长的眼睛而言。在一些实施例中,为了应用这种分段回归方法,在每个群组中使用最少大约50个病例(但在其它实施例中,在每个群组中可使用更多或更少的病例)。在<22mm眼轴长度群组中具有50个病例一般将涉及相对大的数据集合,因为这样的眼睛相对稀少。因此,会难以得到针对每个眼轴长度区间执行这种样式的分段回归和分析所必需的数据。

[0031] 结果,不同于以大体均匀眼轴长度间隔将眼睛分成多个群组,替代地,可以不均匀间隔把眼睛分成多个群组,这导致这些群组在每个群组中具有大体均匀数量的眼睛。这种方法将被称为均匀分组或集群。在这种方法中,回归分析中使用的一个或多个参数被分离成一个或多个相对均匀大小的群组(与预定义的眼轴长度区间相对)。在一些实施例中,这种方法允许分段分析的益处,但没用到每个眼轴长度区间(诸如,小于22mm的区间)中需要一定数量的病例的限制元素。覆盖更稀少的眼睛长度的群组与覆盖更常见的眼睛长度的群组相比可涵盖更大的眼轴长度值跨度。例如,群组可由眼轴长度的范围在20.5mm至23mm的眼睛形成,其与可跨过较短眼轴长度范围的其它群组具有相同数量的数据点。

[0032] 如同以规则眼轴长度间隔进行分段的方法,在均匀集群方法中,可使用回归来生成每个眼睛群组的系数。在一些实施例中,最小群组或集群大小是大约50个数据点。另外,在一些实施例中,可形成最多大约20个群组(但在一些实施例中,还可使用更少或更多的数据点和更少或更多的群组)。在使用每个群组至少50个数据点的实施例中,例如,将由包括100个数据点的数据集合形成总共2个群组。具有超过1000个成员的数据集合可具有20个群组(假设每个群组50个数据点)。在一些实施例中,集群规则可以如下:群组的数量(N)=(数据点)/50。在一些实施例中,N的范围可以是2至20。可包括向下舍入运算,使得具有例如268或290个成员的数据集合将得到5个群组($268/50=5.36 \rightarrow 5$ 且 $290/50=5.8 \rightarrow 5$)。以上是规划群组的一个示例,但许多其它方式也是可行的。

[0033] 图2是用于确定可用于计算IOL屈光力校正值的的方法200的实施例的流程图,IOL屈光力校正值得减小IOL屈光力估计值的误差。在框210中,得到一组眼睛的术后光学屈光力的估计值。在一些实施例中,眼睛是全都已经使用相同的IOL商业可获得型号进行了IOL植入手术的眼睛。在一些实施例中,眼睛是全都已经之前经受相同的或类似的屈光手术(诸如,LASIK或RK)的眼睛。可在进行手术之前或期间,针对每只眼确定IOL屈光力估计值。可使用每只眼睛的IOL屈光力估计值作为用于选择植入眼内的IOL的屈光力的基础。对于选定的IOL屈光力,如上所述,可使用屈光聚散度公式计算估计的术后光学屈光力。在一些实施例中,术后光学屈光力的估计值是球面等效屈光力值,但还可使用光学屈光力的其它度量。

[0034] 在框220中,可得到眼睛的术后光学屈光力的实际测量值。可使用例如自动屈光机、综合屈光检查仪、或其它合适的仪器执行这些测量。在一些实施例中,术后光学屈光力的测量值是球面等效屈光力值,但还可使用光学屈光力的其它度量。可使用这些术后光学屈光力测量值来确定在术后光学屈光力的估计值中存在的误差。在一些实施例中,确定数据集合中的每只眼睛的误差值,可确定数据集合作为整体的预测误差值,或者针对数据集

合的子部分确定预测误差值,如本文中进一步讨论的。在一些实施例中,预测误差值是数据集合中的眼睛的平均绝对误差。在一些实施例中,预测误差值是数据集合中的眼睛的中值绝对误差。在其它实施例中,预测误差值是术后光学屈光力在期望范围之外的眼睛所占的百分比(例如,没有实现术后SE光学屈光力的 $\pm 0.50\text{D}$ 的眼睛的百分比)。

[0035] 在框230中,可得到数据集合中的眼睛的各种特性的测量值。如本文中讨论的,这些特性可包括例如眼轴长度、WTW距离、无晶状体SE屈光力(无论是在术中直接测得的还是基于术前测量在理论上计算的)、平均眼角膜曲率等。在一些实施例中,特性之一是两个或更多个其它特性的复合。例如,使用 Δ (delta) 无晶状体光学屈光力,该 Δ 无晶状体光学屈光力可被定义为理论的无晶状体SE-测得的无晶状体SE。发明人已经发现,相比于仅仅理论的无晶状体屈光力值或测得的无晶状体屈光力值,这个 Δ 无晶状体光学屈光力值可有利地与预测误差更强地关联。

[0036] 在框240中,数据集合中的眼睛可基于它们的眼轴长度值被分成多个群组。如本文中讨论的,可通过以规则眼轴长度间隔形成群组来进行分离,使得群组跨过大体均匀的眼轴长度范围。可供选择地,可通过形成跨过不均匀的眼轴长度范围但包括大体均匀数量的眼睛的群组来进行分离。现在,给出用于执行这种类型的均匀集群的示例算法。

[0037] 这个均匀集群算法的目标是将R维数据集合划分成大致相等成员的群组。作为简单示例,假设具有10个值的1维集合并且想要将它划分成两个相等分区。(注意的是,允许多个值。)

[0038]

20
2
10
8
19
18
19
17
15
11

[0039] 首先,可分选数据。然后,可将数据分割成两个群组A和B,每个群组的大小是 $5 = 10/2 = (\text{值的数量}) / (\text{分区的数量})$ 。

[0040]

2	A
8	A
10	A
11	A
15	A
17	B
18	B
19	B
19	B

20	B
----	---

[0041] 如下进行定义： N =值的数量(整数)， M =分区数量(整数)。现在，可计算下面的整数值区域分离器索引 $s(m)$ ($m=0$ 至 $M-1$)。

$$[0042] \quad s(m) = \text{Round}\left(m \times \frac{N}{M}\right)$$

[0043] 如果分选的数据被称为 $x[n]$ ($n=0$ 至 $N-1$)，则通过下式给出真实值区域分离器值 $c(m)$ ($m=0$ 至 $M-1$)：

$$[0044] \quad c(m) = x[s(m)]$$

[0045] 对于以上的示例数据， $c[0]=2$ 且 $c[1]=17$ 。使用 m 索引 ($m=0$ 至 $M-1$) 来标记这些区域。给定值 z ，可使用以下等式来计算对应区域的索引标记。

$$[0046] \quad m = \begin{cases} 0 & (\text{对 } z < c[1]) \\ M-1 & (\text{对 } c[M-1] \leq z) \\ k & (\text{对 } c[k] \leq z < c[k+1]) \end{cases}$$

[0047] 作为使用原始数据的第二示例，现在假定 $M=3$ 。区域分离器索引是：

$$[0048] \quad s(0) = \text{Round}(0) = 0$$

$$[0049] \quad s(1) = \text{Round}(10/3) = \text{Round}(3.333) = 3$$

$$[0050] \quad s(2) = \text{Round}(2 \times 10/3) = \text{Round}(6.666) = 7$$

[0051] 区域分离器值是：

$$[0052] \quad c(0) = x[0] = 2$$

$$[0053] \quad c(1) = x[3] = 11$$

$$[0054] \quad c(2) = x[7] = 19$$

[0055] 少量给定 z 值和对应的索引标记是：

[0056]

Z	m
-1	0
1	0
10	0
11	1
18	1
19	2
20	2
22	2

[0057] 为了将这种集群概念扩展到更高维度，选择每个维度的间隔的数量 $M[j]$ ($j=0$ 至 $J-1$)，其中， J 是维度的数目。然后，可针对每个维度应用以上等式。注意的是，不要求 $M[i] = M[j]$ (对于 $i \neq j$)。

[0058] 为了在IOL屈光力估计值和校正值的上下文中使用这种集群，可根据以上的集群方案(例如，基于数据集合中的眼睛的眼轴长度)将输入数据分组。然后，可向每个数据群组应用线性预测器，如本文中进一步讨论的。以上用于计算索引标记的等式可应用于每个维度，以给出在IOL结果预测期间使用的线性预测器的 J 维索引。

[0059] 在图2的框250中,可确定用于计算IOL屈光力校正值的的关系,IOL屈光力校正值减小在框240中确定的各相应群组中的眼睛的预测误差。如已经提到的,在一些实施例中,这可使用回归分析来进行。可对数据集中的眼睛的每个眼轴长度群组分别执行回归分析。可使用回归分析将本文中讨论的各种眼睛特性(和/或植入这些眼睛的IOL的特性)和选定的眼睛眼轴长度群组的预测误差或者与制造误差直接关联的参数之间的数学关系建模。

[0060] 可使用回归分析来提高或优化目标参数。目标参数可以是与选定的眼睛眼轴长度群组关联的预测误差或直接与预测误差关联的其它参数。例如,可针对已知预测误差对眼睛特性进行回归,以得到例如选定眼轴长度区间中的眼睛的0.00平均预测误差。这样得到一组系数,当使用这组系数校正选定眼轴长度群组中的眼睛的IOL屈光力估计值时,得到该眼睛群组的0.00平均预测误差。可使用这些系数来校正今后患者的IOL屈光力估计值,这是通过应用与这些今后患者的眼睛所属眼轴长度群组对应的系数进行的。在另一个示例中,可针对预测误差对眼睛特性进行回归,以将选定的眼轴长度群组中术后光学屈光力小于期望阈值(例如,小于 $\pm 0.50D$)的眼睛所占的百分比增大或最大化。

[0061] 在一些实施例中,眼轴长度群组中的与每只眼睛对应的数据被作为因素包括到所得的回归系数中。例如,如果眼睛的特定眼轴长度群组包括500只眼睛的数据的集合,则回归分析可使用所有500个数据点确定回归信息,以尝试将预测误差最小化或减小。然而,在其它实施例中,可有利的是,只使用与每个眼轴长度群组中的代表性眼睛的子集合对应的数据。这可使用例如随机抽样一致(RANSAC)算法来进行。

[0062] RANSAC是尝试用观察到的数据集合来估计算术模型的一个或多个参数的计算算法。该算法被设计成容忍应该被忽略的异常值(outliers)数据占相对大的比率,同时它拟合训练集合中的好数据的剩余部分。RANSAC算法假设每个眼轴长度群组中的数据包含正常值(inliers),通过所选择的眼睛特性和预测误差之间的关系可相对很好地考虑这些正常值的分布。然而,RANSAC算法还假设,每个眼轴长度群组中的数据包含不符合模型的异常值。在优化人工晶状体(IOL)病例历史以改进术后屈光误差的预测的应用中,异常值数据可能是由于没有被正确记录的数据、生物计量测量误差、或由于未知原因导致的异常的光学结果。RANSAC算法可主要基于正常值(而非异常值)来确定回归系数。通过凭经验评价许多大IOL数据集合,可建立算法参数、误差度量和终止标准,以得到鲁棒且有效的估计值。

[0063] RANSAC算法并没有使用所有数据来确定回归系数。替代地,该算法可随机地选择每个眼轴长度群组中的眼睛的子集。在一些实施例中,选定眼睛的数量可以是在回归分析中被考虑的眼睛特性的数量的倍数。例如,如果回归分析将考虑四种眼睛特性(例如,眼轴长度、WTW距离、 Δ 无晶状体光学屈光力和平均K),则随机选择的眼睛的数量可以是4的倍数。在一些实施例中,该算法随机选择与正在考虑的眼睛特性的数量的2倍对应的眼睛数量。因此,对于包括500个病历的眼轴长度群组,该算法一次只随机选择八个数据集合进行分析(但可使用其它数量的眼睛/数据集合)。

[0064] 然后,该算法执行线性回归分析,以识别用于改进或优化选定的眼睛子集的预测误差的一组系数。然后,可将这些回归系数应用于整个眼轴长度群组并且确定所得的预测误差。然后,该算法从眼轴长度群组中随机选择8只眼睛的新集合并且计算新的一组系数,然后将这些系数应用于眼睛的整个眼轴长度群组。如果新的这组系数比根据随机选择的眼睛的第一集合计算出的系数得到更好的预测误差,则第一组系数被抛弃。这个过程反复地

重复(例如,数万次),直到所得的预测误差令人满意地改进或优化。

[0065] 通过不使用所有数据来计算每个眼轴长度群组的回归系数,该算法有效地去除将把系数“拉”离更优化方案的坏数据或极端数据。虽然在RANSAC回归分析中没有使用这个(坏的或极端的)数据,但这个数据被用于计算眼轴长度群组的所得的预测误差(平均误差)。所有数据还可被用于计算诸如标准偏差和中值的统计学度量。因此,该算法没有滤出“坏的”数据点,而是仅仅不将它们用于回归。替代地,每个眼轴长度群组的回归系数是基于该群组内的随机选择的眼睛的特定子集,这样导致整个群组的预测误差被改进或优化。

[0066] 再者,不需要用该算法来改进或优化预测误差的仅仅单个度量(诸如,平均误差)。替代地,可使用该算法来改进或优化预测误差的任何期望度量。例如,外科医生会难以理解 0.33 ± 0.25 的平均误差比 0.38 ± 0.32 的平均误差好得多。但是,他们理解,眼睛的85%的术后SE比仅仅75%小 $\pm 0.50D$ 。因此,回归算法可改进或优化每个眼轴长度群组中术后 $SE < \pm 0.50D$ 的眼睛所占的百分比。回归分析得到数据曲线,该数据曲线不是典型的钟形分布,而是具有类似平均值的顶部相对较宽而底部相对较窄的分布。该算法通过找到眼轴长度群组内的改进或优化这个目标的数据集合,使得有更多数据进入小于 $\pm 0.50D$ 预测误差的“最佳点(sweet spot)”中。

[0067] 如果数据集合包括20个各自具有50只眼睛的眼轴长度群组(总共1000只眼睛)并且仅用50只眼睛中的8只眼睛计算每个群组的回归系数,则以上技术将得到用1000只眼睛中的160只眼睛生成的20组回归系数。因为对于各个眼轴长度群组具有不同的回归系数,所以在相邻的眼轴长度群组的系数之间将有可能存在不连续。在一些实施例中,可有利的是,避免眼轴长度群组之间的这种不连续。例如,可期望的是,对于眼轴长度是23.99mm的眼睛计算出的IOL屈光力校正值将基本上类似于眼轴长度是24.01mm的眼睛的校正值。为了实现这个目的,可在每对相邻眼轴长度群组之间限定共混区并且可为每个这样的共混区的确定共混区系数。

[0068] 共混区可由其边界处的例如各眼轴长度群组的宽度的 $1/8$ 组成(但还可使用眼轴长度群组的宽度的其它比率)。因此,如果将被计算IOL屈光力校正值的眼睛的眼轴长度落入眼轴长度群组的中间 $6/8$ 中的某处,则将应用对应于该群组的回归系数。然而,如果新的数据点处于两个眼轴长度群组之间的边界的 $1/8$ 内,则对应于共混区的回归系数将用于该数据点。 $1/8$ 值可以是范围为 $1/2$ 至 $1/8$ 的变量,这取决于在优化时集合中的数据点的数量。还可使用其它分数。为了确定每个共混区的回归系数,可计算两个相邻集群的回归系数的线性共混。还可使用把相邻眼轴长度群组的回归系数进行共混的其它方法。如果实现了共混区系数,则这将得到额外 $N-2$ 组回归系数,其中, N 等于眼轴长度群组的总数。因此,在这些实施例中,回归系数的总组数将是 $2N-2$ 。

[0069] 图3是示出用于改进将被插入患者眼睛内的人工晶状体(IOL)的光学屈光力的估计值的方法300的实施例的流程图。在框310中,计算患者眼睛的IOL屈光力的估计值。在一些实施例中,IOL屈光力估计值是至少部分基于患者眼睛的无晶状体光学屈光力值来计算的。如本文中讨论的,可使用波前像差仪在术中测量无晶状体光学屈光力值。如本文中讨论的,可将波前像差仪与手术显微镜形成一体。可使用例如本文中设置的屈光聚散度公式来计算IOL屈光力估计值。然而,还可使用其它技术。

[0070] 在框320中,得到患者眼睛的眼轴长度值。可使用任何传统技术来测量眼轴长度

值。

[0071] 在框330中,处理器基于患者眼睛的眼轴长度值来选择用于计算IOL屈光力校正值的。关系。如本文中讨论的,回归系数是以多个眼轴长度群组中的每个为目标。处理器可确定患者眼睛属于哪个眼轴长度群组并且可选择对应于该眼轴长度群组的回归系数。

[0072] 在框340中,处理器计算IOL屈光力校正值。这可通过例如将相应回归系数中的每个乘以患者眼睛的对应特性的值来进行。如本文中讨论的,这些特性可包括眼轴长度、WTW距离、理论的无晶状体光学屈光力、测得的无晶状体光学屈光力、理论的无晶状体光学屈光力和测得的无晶状体光学屈光力值之间的差异、和平均眼角膜曲率。在一些实施例中,IOL屈光力校正值被计算为 $A * (\text{眼轴长度}) + B * (\text{WTW距离}) + C * (\text{理论的无晶状体光学屈光力} - \text{测得的无晶状体光学屈光力}) + D * (\text{平均眼角膜曲率})$,其中,A、B、C和D代表对应于患者眼睛所属眼轴长度群组的回归系数。

[0073] 最后,在框350中,应用IOL屈光力校正值。例如,在一些实施例中,针对给定的IOL屈光力值,将IOL屈光力校正值应用于患者眼睛的术后光学屈光力的估计值。在一些实施例中,这可通过仅仅将IOL屈光力校正值与术后光学屈光力的估计值相加来进行。然而,在其它实施例中,可根据与术后光学屈光力的估计值的某些其它数学关系来应用IOL屈光力校正值。所得经调节的术后光学屈光力的估计值可为外科医生提供关于对于给定的IOL屈光力值而言患者的术后光学屈光力将是多少的更准确表示。结果,外科医生可更准确地选择将植入患者眼睛内的IOL的屈光力。

[0074] 已经描述了以上的实施例,描述的详细程度达到允许本领域的普通技术人员制作并且使用本文中描述的装置、系统、方法等。然而,可能有各式各样的变形形式。例如,可改变、添加、去除或重新布置组件、元件、和/或步骤。

[0075] 可使用例如计算机软件、硬件、固件或软件、硬件和固件的任何组合来有利地实现本文中描述的系统和方法。软件模块可包括用于执行本文中描述的功能的计算机可执行代码。在一些实施例中,由一个或多个通用计算机来执行计算机可执行代码。然而,本领域的普通技术人员应该理解,依照本公开,可使用软件实现以在通用计算机上执行的任何模块也可使用硬件、软件或固件的不同组合来实现。例如,可使用集成电路的组合完全用硬件实现此模块。可替代地或另外地,可使用专用计算机而非通用计算机完全或部分地实现此模块,专用计算机被设计成执行本文中描述的特定功能。另外,若描述了方法至少部分由或可以由计算机软件来执行,应该理解,这些方法可提供在计算机可读介质(例如,诸如CD或DVD的光盘、硬盘驱动、闪存、磁盘等)上,当计算机或其它处理装置读取计算机可读介质时,致使它执行该方法。

[0076] 本领域的普通技术人员还应该理解,依照本公开,多个分布式计算装置可替代本文中示出的任一个计算装置。在这些分布式实施例中,一个计算装置的功能被分散,使得一些功能在分布式计算装置中的每个上执行。

[0077] 虽然已经清晰描述了某些实施例,但对于本领域的普通技术人员而言,基于本公开,其它实施例将变得清楚。因此,本发明的范围旨在通过参照权利要求书来限定,而不仅仅是考虑清晰描述的实施例。

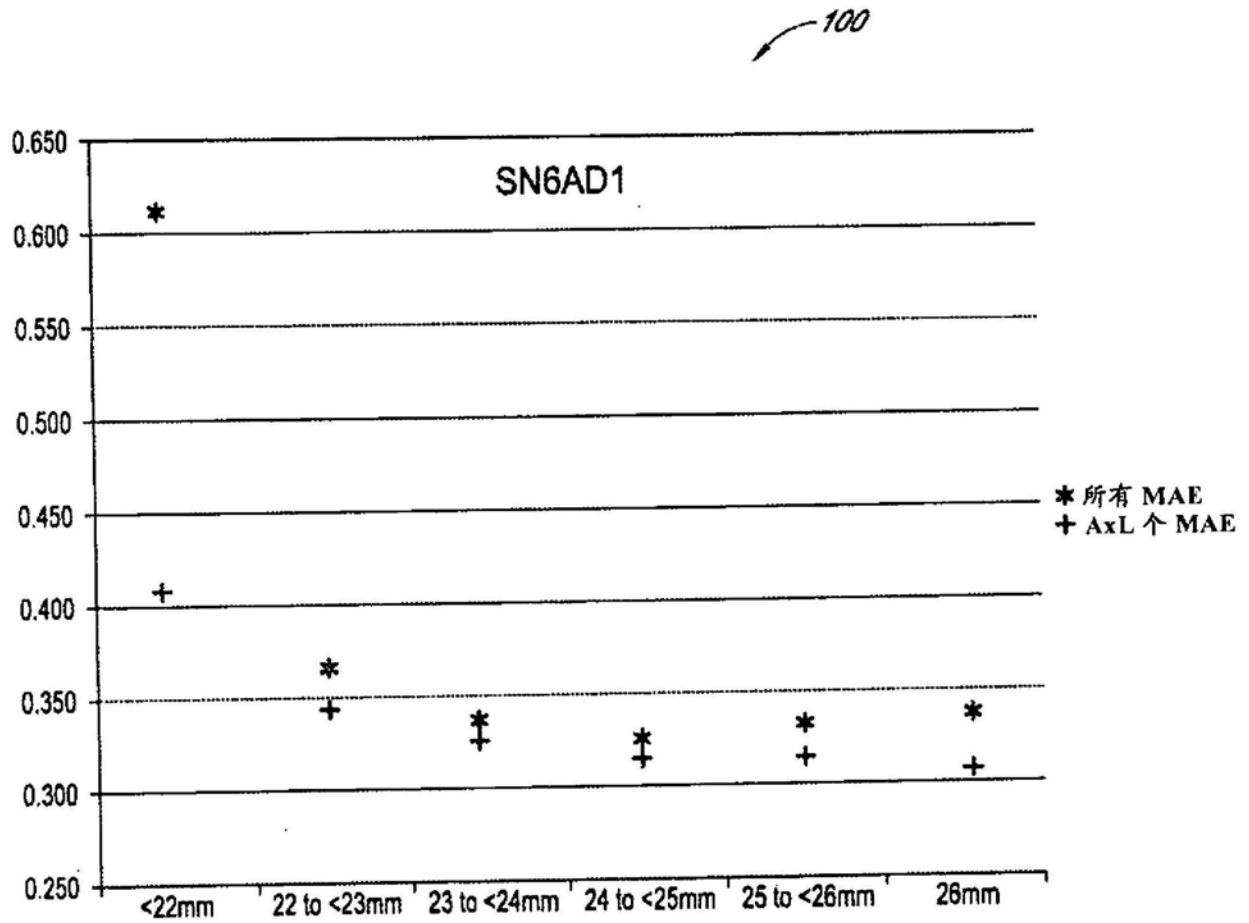


图1

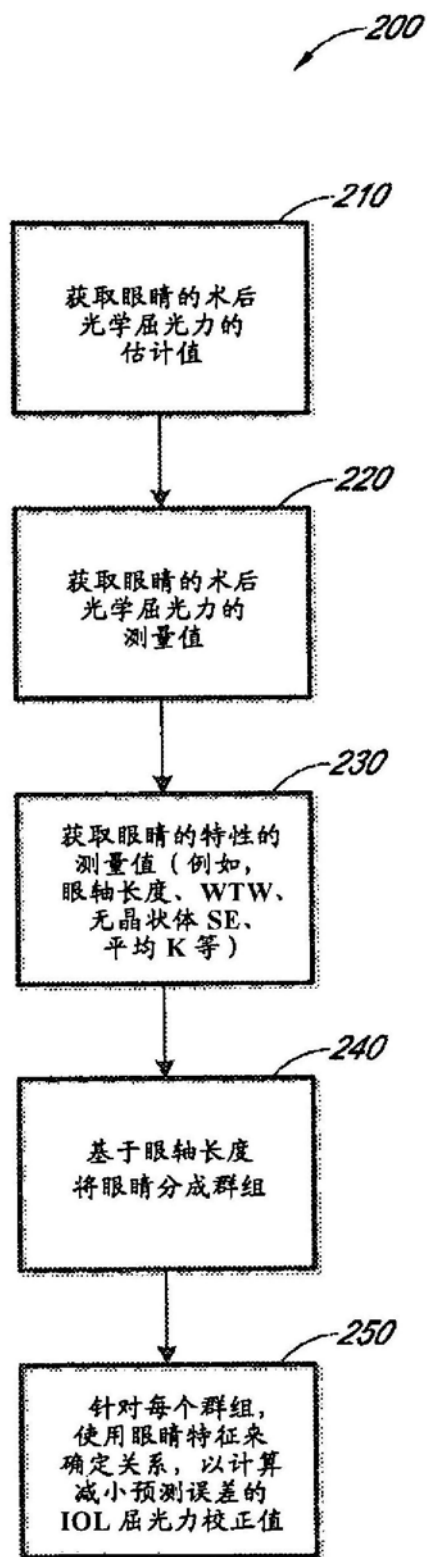


图2

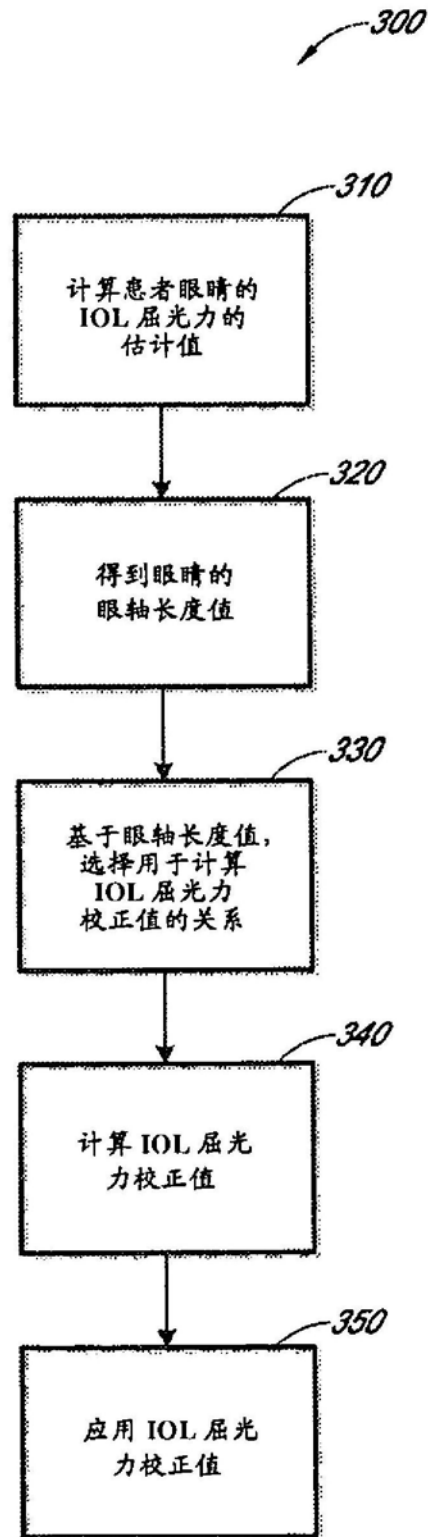


图3