



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104771133 B

(45)授权公告日 2017.07.04

(21)申请号 201510093412.9

(22)申请日 2010.03.26

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104771133 A

(43)申请公布日 2015.07.15

(30)优先权数据

61/163,806 2009.03.26 US

61/172,673 2009.04.24 US

(62)分案原申请数据

201080018998.8 2010.03.26

(73)专利权人 诺华集团

地址 瑞士巴塞尔

(72)发明人 E·恩格

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 赵蓉民

(51)Int.Cl.

A61B 3/10(2006.01)

A61B 3/107(2006.01)

A61F 2/16(2006.01)

(56)对比文件

JP 特开2004-129674 A,2004.04.30,

US 2009/0009717 A1,2009.01.08,

US 2007/0260157 A1,2007.11.08,

WO 2005/037091 A1,2005.04.28,

WO 2010/028654 A1,2010.03.18,

US 7303281 B2,2007.12.04,

审查员 何琛

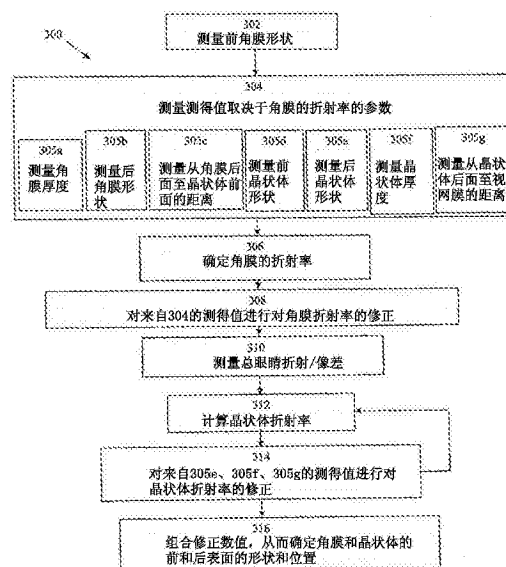
权利要求书3页 说明书24页 附图10页

(54)发明名称

眼睛建模方法和器械

(57)摘要

一种为眼睛(100)的晶状体(104)建模的方法和器械,其包含:测量眼睛角膜(102)的前形状(302);确定眼睛(100)的角膜(102)的至少一个参数和眼睛(100)的晶状体(104)的至少一个参数的直接光学测量值(304);确定角膜的折射率(306);修正光学测量值(308),从而考虑角膜的折射率对直接光学测量值的影响;测量眼睛的像差(310);通过组合修正的测量值和像差,计算晶状体的折射率(312);以及进一步修正晶状体的光学测量值,从而考虑晶状体的折射率对直接光学测量值的影响(314)。



1. 一种基于天然晶状体的位置为替代人工晶状体确定最佳位置的方法,所述天然晶状体具有前表面和后表面,该方法特征在于:

建模所述天然晶状体的所述前表面(1002a)的层析图和所述后表面(1002b)的层析图;
以及

基于建模的层析图确定所述人工晶状体的所述最佳位置,其中建模所述天然晶状体的所述前表面(1002a)的层析图和所述后表面(1002b)的层析图包括:

测量(302)眼睛的角膜(102)的前形状;

确定(304)眼睛(100)的角膜(102)的至少一个参数和眼睛(100)的晶状体(104)的至少一个参数的直接光学测量值;

确定(306)角膜(102)的折射率;

修正(308)所述光学测量值,从而考虑所述角膜(102)的折射率对所述直接光学测量值的影响;

测量(310)眼睛(100)的像差;

通过组合修正的测量值和像差,计算(312)晶状体(104)的折射率;以及

进一步修正(314)晶状体(104)的光学测量值,从而考虑所述晶状体(104)的折射率对所述直接光学测量值的影响,以及

组合(316)修正的值以建模所述天然晶状体的所述前表面的层析图和所述后表面的层析图。

2. 根据权利要求1所述的方法,其进一步包括确定所述晶状体的所述前表面(1002a)与所述后表面(1002b)之间的距离。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中所述眼睛角膜的所述至少一个参数包含以下参数中的至少一个:即角膜厚度、后角膜形状以及从角膜的后面至晶状体的前面的距离,并且其中眼睛晶状体的所述至少一个参数包含以下参数中的至少一个:即前晶状体形状、后晶状体形状、晶状体厚度和从晶状体后面至视网膜的距离。

4. 根据权利要求1或2所述的方法,其中通过使用折射计或通过组合所述眼睛的角膜的直接光学测量值,来确定所述角膜的折射率。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中通过使所述晶状体的复合折射率以及晶状体的光学测量值与眼睛的总复合折射或总复合像差匹配,计算所述晶状体的折射率。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中确定所述人工晶状体的最佳位置包括:

外推建模的所述前表面(1002a)的层析图和后表面(1002b)的层析图;

确定外推的层析图的交叉点;

将所述最佳位置确定为所述交叉点与前和后晶状体表面的顶点的比率。

7. 根据权利要求1或2所述的方法,其中确定所述人工晶状体的最佳位置包括:

确定所述天然晶状体(104)的直径;

将所述前表面(1002a)和后表面(1002b)的所述层析图外推至所述直径;

利用所述直径确定所述天然晶状体(104)的弧长;以及

确定所述人工晶状体的所述最佳位置,从而使其位于所述弧长的中点。

8. 根据权利要求1或2所述的方法,其中确定所述人工晶状体的最佳位置包括:

使用所述前表面(1002a)的所述层析图、晶状体厚度以及前和后晶状体曲率之间的历

史比率,估计所述后表面(1002b)的最佳拟合曲线。

9.根据权利要求1或2所述的方法,其进一步包括基于所述人工晶状体的位置的术后测量,重复人工晶状体位置的确定。

10.根据权利要求1或2所述的方法,其进一步包括在没有所述天然晶状体(104)或人工晶状体的情况下,测量从眼睛的角膜的后面到视网膜的距离。

11.根据权利要求1或2所述的方法,其进一步包括确定所述晶状体植入体或晶状体囊的弹性,并且使用晶状体囊的弹性预测晶状体的最终设置。

12.一种基于天然晶状体的位置为替代人工晶状体确定最佳位置的器械,所述天然晶状体具有前表面和后表面,其特征在于:

建模所述晶状体的所述前表面(1002a)的层析图和后表面(1002b)的层析图的装置;以及

基于建模的层析图确定所述最佳位置的装置,其中所述建模所述晶状体的所述前表面(1002a)的层析图和后表面(1002b)的层析图的装置包括:

测量(302)眼睛的角膜(102)的前形状的装置;

确定(304)眼睛(100)的角膜(102)的至少一个参数和眼睛(100)的晶状体(104)的至少一个参数的直接光学测量值的装置;

确定(306)角膜(102)的折射率的装置;

修正(308)光学测量值从而考虑所述角膜(102)的折射率对所述直接光学测量值的影响的装置;

测量(310)眼睛(100)的像差的装置;

通过组合修正的测量值和像差计算(312)晶状体(104)的折射率的装置;以及

进一步修正(314)晶状体(104)的光学测量值从而考虑所述晶状体(104)的折射率对所述直接光学测量值的影响的装置,以及

组合(316)修正的值以建模所述天然晶状体的所述前表面的层析图和所述后表面的层析图的装置。

13.根据权利要求12所述的器械,其进一步包括用于确定所述晶状体的所述前表面(1002a)与所述后表面(1002b)之间的距离的装置。

14.根据权利要求12或13所述的器械,其中用于确定所述人工晶状体的最佳位置的装置包括:

将建模的所述前表面(1002a)的层析图和所述后表面(1002b)的层析图外推的装置;

用于确定外推的层析图的交叉点的装置;

用于将所述最佳位置确定为所述交叉点与所述前和后晶状体表面的顶点的比率的装置或,

其中用于确定所述人工晶状体的最佳位置的装置包括:

用于确定所述天然晶状体(104)的直径的装置;

用于将所述前表面(1002a)的层析图和所述后表面(1002b)的层析图外推至所述直径的装置;

用于利用所述直径确定所述天然晶状体(104)的弧长的装置;

用于确定所述人工晶状体的所述最佳位置从而使其位于所述弧长的中点的装置或

其中用于确定所述人工晶状体的最佳位置的装置包括：

利用所述前表面(1002a)的所述层析图、晶状体厚度以及前和后晶状体曲率之间的历史比率估计所述后表面(1002b)的最佳拟合曲线的装置。

眼睛建模方法和器械

[0001] 本申请是申请日为2010年3月26日、名称为“眼睛建模方法和器械”的中国专利申请2010800189988的分案申请。

技术领域

[0002] 在此描述的技术涉及眼睛建模(ocular modeling)。

背景技术

[0003] 眼科程序通常改变眼睛的一个或更多结构,例如角膜、晶状体或视网膜。有些程序包括移除或代替眼睛的一个或更多结构,或者增加植入体。例如,晶状体置换手术包括移除患者现有的晶状体,并且以新晶状体代替现有晶状体。有些程序,例如激光视力矫正手术不移除或替换患者眼睛的现有结构,或者向眼睛增加植入体,而是使现有结构再成形。不管是进行改变类型(例如移除、替换、插入或变更),眼睛的光学性能都通过眼睛结构的变更而变更。

发明内容

[0004] 依照在此参考附加权利要求描述的技术的某些方面,描述这样的器械和方法,从而促进眼睛的一个或更多结构的建模。该结构可为眼睛的角膜、晶状体或任何其他结构。

[0005] 依照本发明,提供一种为眼睛的晶状体建模的方法,该方法包含:

[0006] 测量眼睛角膜的前形状;

[0007] 确定眼睛的角膜的至少一个参数的直接光学测量值,以及眼睛的晶状体的至少一个参数的直接光学测量值;

[0008] 确定角膜的折射率;

[0009] 修正光学测量值,从而考虑直接光学测量值上的角膜折射率影响;

[0010] 测量眼睛的像差;

[0011] 通过合并修正的测量值和像差计算晶状体的折射率;以及

[0012] 进一步修正晶状体的光学测量值,从而考虑直接光学测量值上的晶状体折射率影响。

[0013] 可使用形状层析法或干涉法(topography or interferometry)做直接光学测量。

[0014] 优选,眼睛角膜的至少一个参数包含以下至少一个参数:即角膜厚度、后角膜形状、以及从角膜的后面至晶状体的前面的距离,并且眼睛晶状体的至少一个参数包含以下至少一个参数:即前晶状体形状、后晶状体形状、晶状体厚度、以及从晶状体的后面至视网膜的距离。可使用折射计确定角膜的折射率(折射率)。

[0015] 优选,通过合并眼睛角膜的直接光学测量值确定角膜的折射率。可使用折射计测量像差。可通过使晶状体的复合折射率和晶状体的光学测量值与眼睛的总复合折射或总复合像差匹配,计算晶状体的折射率。

[0016] 直接光学测量值可进一步包含在无晶状体情况下的总的眼睛折射和像差,总的水体积;或者晶状体囊和前房中有流体时的总折射和像差。直接光学测量值可进一步包含从角膜的后面至眼睛的视网膜的距离,在没有眼睛晶状体的情况下测量该距离。直接光学测量值可进一步包含水的体积。直接光学测量值可进一步包含眼睛的像差和从角膜后面至视网膜的距离,其为没有眼睛晶状体的情况下,在晶状体囊和前房中有流体的情况下测量。

[0017] 可使用包含一束或更多束激光的激光阵列源测量以下数据:角膜的折射率、晶状体的折射率、以及角膜和晶状体的前和后形状。测量眼睛角膜的前形状可包含:捕捉由激光阵列源在角膜的前表面上产生的一幅或更多幅激光点图案;从经捕捉的图像形成平均图像;以及比较经平均的图像和激光阵列源的激光的间距及布置。

[0018] 测量眼睛角膜的后形状可包含:捕捉由激光阵列源在角膜的后表面上产生的一幅或更多幅激光点图案;从经捕捉的图像形成平均图像;以及比较经平均的图像和激光阵列源的激光的间距及布置。

[0019] 计算前晶状体形状可包含:捕捉由激光阵列源在晶状体的前表面上产生的一幅或更多幅激光点图案;从经捕捉的图像形成平均图像;以及比较经平均的图像和激光阵列源的激光的间距及布置。

[0020] 计算后晶状体形状可包含:捕捉由激光阵列源在晶状体的后表面上产生的一幅或更多幅激光点图案;从经捕捉的图像形成平均图像;以及比较经平均的图像和激光阵列源的激光的间距及布置。可使用不同的图像确定晶状体的折射率,该不同的图像由以下方法确定,即使用出现在前晶状体上的一个激光点,以及出现在后晶状体上的相应点的反射。

[0021] 本发明进一步提供一种基于自然晶状体的有效位置确定替代人工晶状体/眼内晶状体(intraocular lens)的最佳位置的方法,所述自然晶状体具有前表面和后表面,该方法包含使用上述为眼睛晶状体建模的方法为自然晶状体的前和后表面建模;将前和后表面推延至交叉点;并且确定最佳位置,从而插入/位于(line)连接所述交叉点的地点。

[0022] 本发明进一步提供一种基于自然晶状体的有效位置确定替代人工晶状体的最佳位置的可替换方法,所述自然晶状体具有前表面和后表面,该方法包含:使用上述为眼睛晶状体建模的方法为自然晶状体的前和后表面建模;将前和后表面推延至直径;使用所述直径确定自然晶状体的弧长;以及确定最佳位置,从而位于弧长中点。

[0023] 本发明进一步提供一种基于自然晶状体的有效位置确定替代人工晶状体的最佳位置的可替换方法,所述自然晶状体具有前表面和后表面,该方法包含:使用以下数据估计后表面的最佳拟合曲线(fit curve),即前晶状体表面、晶状体厚度以及前和后晶状体曲率的历史比率。

[0024] 依照本发明,其也提供一种用于为眼睛晶状体建模的器械,该器械包含:

[0025] 测量眼睛角膜前形状的装置;

[0026] 确定眼睛角膜至少一个参数以及眼睛晶状体至少一个参数的直接光学测量值的装置;

[0027] 确定角膜的折射率的装置;

[0028] 修正光学测量值,从而考虑直接光学测量值上的角膜的折射率影响的装置;

[0029] 测量眼睛的像差的装置;

[0030] 通过结合/合并经修正的测量值和像差而计算晶状体的折射率的装置;

[0031] 进一步修正晶状体的光学测量值,从而考虑直接光学测量值上的晶状体折射率影响的装置。

[0032] 确定直接光学测量值的装置可利用层析法或干涉法。眼睛角膜的至少一个参数可包含以下参数中的至少一个:即角膜厚度、后角膜形状、以及从角膜的后面至晶状体的前面的距离,并且其中眼睛晶状体的至少一个参数可包含以下参数中的至少一个:即前晶状体形状、后晶状体形状、晶状体厚度、以及从晶状体后面至视网膜的距离。确定角膜的折射率的装置可包含折射计。确定角膜的折射率的装置可包含用于合并眼睛角膜的直接光学测量值的装置。测量眼睛的像差的装置可包含折射计。计算晶状体的折射率的装置可适合使晶状体的复合折射率和晶状体的光学测量值与总复合折射或眼睛的总复合像差相匹配。直接光学测量值可进一步包含在无晶状体的情况下的总的眼睛折射和像差,总的水体积;或者晶状体囊和前房中有流体时的总折射和像差。直接光学测量值可进一步包含从眼睛的角膜后面至视网膜的距离,在无眼睛晶状体的情况下测量该距离。直接光学测量值可进一步包含水体积。直接光学测量值可进一步包含眼睛的像差和从角膜后面至视网膜的距离,其为没有眼睛晶状体的情况下,在晶状体囊和前房中有流体的情况下测量。

[0033] 测量角膜折射率、晶状体折射率以及角膜和晶状体前后形状的装置可包含激光阵列源,激光阵列源包含一束或更多束激光。

[0034] 测量眼睛角膜前形状的装置可包含:捕捉由激光阵列源在角膜的前表面上产生的一幅或更多幅激光点图案的装置;从经捕捉的图像形成平均图像的装置;以及比较经平均的图像和激光阵列源的激光的间距及布置的装置。测量眼睛角膜后形状的装置可包含:捕捉由激光阵列源在角膜的后表面上产生的一幅或更多幅激光点图案的装置;从经捕捉的图像形成平均图像的装置;以及比较经平均的图像和激光阵列源的激光的间距及布置的装置。计算前晶状体形状的装置可包含:捕捉由激光阵列源在晶状体的前表面上产生的一幅或更多幅激光点图案的装置;从经捕捉的图像形成平均图像的装置;以及比较经平均的图像和激光阵列源的激光的间距及布置的装置。计算后晶状体形状的装置可包含:捕捉由激光阵列源在晶状体的后表面上产生的一幅或更多幅激光点图案的装置;从经捕捉的图像形成平均图像的装置;以及比较经平均的图像和激光阵列源的激光的间距及布置的装置。

[0035] 确定晶状体的折射率的装置可适合使用不同的图像,该不同的图像使用出现在前晶状体上的一个激光点,以及出现在后晶状体上的相应点的反射来确定。

[0036] 本发明进一步提供一种基于自然晶状体的有效位置确定替代人工晶状体的最佳位置的器械,所述自然晶状体具有前表面和后表面,该器械包含:

[0037] 使用上述为眼睛晶状体建模的本发明器械为自然晶状体的前和后表面建模的装置;

[0038] 将前和后表面推延至交叉点的装置;以及

[0039] 确定最佳位置,从而位于连接所述交叉点的地点的装置。

[0040] 本发明进一步提供一种基于自然晶状体的有效位置确定替代眼内晶状体的最佳位置的器械,所述自然晶状体具有前表面和后表面,该器械包含:

[0041] 使用上述为眼睛晶状体建模的本发明器械为自然晶状体的前和后表面建模的装置;

[0042] 确定天然晶状体直径的装置;

[0043] 将前和后表面推延至直径的装置；

[0044] 使用所述直径确定自然晶状体的弧长的装置；

[0045] 以及确定最佳位置，从而位于弧长中点的装置。

[0046] 本发明进一步提供一种基于自然晶状体的有效位置确定替代人工晶状体的最佳位置的器械，所述自然晶状体具有前表面和后表面，该器械包含：

[0047] 使用上述为眼睛晶状体建模的本发明器械为自然晶状体的前和后表面建模的装置；

[0048] 使用以下数据估计后表面的最佳拟合曲线 (fit curve) 的装置，即前晶状体表面、晶状体厚度以及前和后晶状体曲率的历史比率。依照本发明的一方面，提供确定眼内晶状体位置的一种方法。本方法包含使用干涉计确定从角膜的前表面至晶状体的前表面的第一距离。本方法进一步包含修正第一距离，从而考虑角膜的折射率，产生第二距离。本方法进一步包含使用干涉计，确定从晶状体的前表面至晶状体的后表面的第三距离。本方法进一步包含修正第三距离，从而考虑晶状体的折射率。

[0049] 依照本发明的另一方面，其提供这样一种方法，该方法包含使用激光阵列源朝着眼睛表面投射一系列激光束，因而在眼睛表面上产生激光点图案。本方法进一步包含从激光点图案至少部分确定眼睛表面或者眼睛材料的光学参数。

[0050] 依照本发明的另一方面，提供这样一种器械，其包含用于产生多个激光束的激光阵列源，激光阵列源经配置从而将多个激光束投射在表面上，多个激光束在表面上产生激光点图案。该器械进一步包含第一成像装置和第二成像装置，其经配置从而捕捉激光点图案的图像。第一成像装置和第二成像装置关于多个激光束大约对称设置。

[0051] 本发明进一步提供至少一个以指令编码的计算机可读存储媒介，该指令当被执行时，完成这样的方法，即从眼睛表面上的激光点图案至少部分确定眼睛表面或眼睛材料的光学参数。

[0052] 此外，本发明提供一种使用直接或间接测量确定天然晶状体或晶状体赤道部的三维位置和/或几何形状的方法。如果天然晶状体赤道部可由光学或超声方法获取，可使用直接测量，如果天然晶状体赤道部不可由类似方法获取，则可使用间接测量，并且修正由以下不同引起的失真的测量值，即不同媒介中光和声速的不同，例如光学方法情况下的折射率，以及超声方法情况下的声速。任何间接测量例如都可包括测量、计算和/或以下参数的历史相关，即前晶状体曲率、后晶状体曲率、晶状体厚度和/或晶状体直径与天然晶状体赤道部的三维位置和形状的相关。任何使用光方法的测量都可包括这样的技术，其包括但不限于以下光技术的组合和交换，即浦肯野成像、沙伊姆弗勒成像、干涉法、光学相干层析技术、像差和/或量测折射法。

[0053] 应明白，可在手术之前或手术期间通过测量而确定位置。这些测量值可包括：从角膜的前表面至晶状体的前表面的第一距离；从角膜的后表面至晶状体前表面的第二距离；从晶状体的前表面至晶状体的后表面的第三距离；从晶状体的后表面至视网膜的前表面的第四距离；从视网膜的前表面至视网膜的后表面的第五距离。

[0054] 当确定几何形状时，可获取以下测量值，其包括：角膜前表面的第一曲率；角膜后表面的第二曲率；晶状体的前表面的第三曲率；晶状体的后表面的第四曲率；视网膜的前表面的第五曲率；视网膜的后表面的第六曲率。

[0055] 应明白,由于光学像差,这些测量值将变化。本发明也可包括对于任何/所有测量值失真的修正,并且可包括使用上述至少一种方法,使用历史均值或计算声速或折射率。

[0056] 应明白,本发明提供一种在手术前,或手术期间确定三维眼睛晶状体位置的方法,以及所述实施例的任何组合和交换。依照一个实施例,本方法可包含将前和后表面推延至交叉点以及确定最佳位置,从而在第二实施例中位于连接所述交叉点的地点;确定天然晶状体直径,并将前和后表面推延至直径的,因此使用所述直径确定自然晶状体的弧长,以便在第三实施例中确定最佳位置,从而位于弧长中点;使用以下数据估计后表面的最佳拟合曲线,即前晶状体表面、晶状体厚度以及前和后晶状体曲率的历史比率,和/或天然晶状体的直径。

[0057] 可在手术之前,和/或在手术期间通过注入固定量的流体而执行确定天然晶状体的直径。可在手术之前,尤其是例如如果晶状体视觉不透明而移除该晶状体之后,执行确定晶状体的后曲率和/或从角膜的后表面至晶状体后表面的距离。

[0058] 应明白,本发明可包含改变预测眼膜图像,并且可包含一些或所有的上述光学方法;除了计算光(像)源的坐标之外;随着光穿过连续界面而计算每个眼睛表面上光源的坐标;计算这样的坐标,在该坐标上,光源到达关于视网膜的中心(中心凹)的视网膜后表面;改变以下参数的任何交换和组合,即折射率、晶状体或任何眼睛表面的距离和/或曲率,从而实现期望的眼膜图像。

[0059] 在此使用的光学参数可为眼睛表面的形状。该光学参数也可为一个眼睛表面至另一个眼睛表面的距离。该光学参数可为眼睛材料的折射率。眼睛表面可为第一眼睛表面。改变预测眼膜图像也可包含:将该列激光束集中至第二眼睛表面上的一点,同时在第一眼睛表面上形成激光点图案。本方法也可包含:通过第一成像装置捕捉激光点图案的第一图像,以及通过第二成像装置捕捉激光点图案的第二图像。本方法也可包含通过合并第一图像和第二图像而产生组合图像。从激光点图案至少部分确定光学参数可包含从组合图像至少部分确定该光学参数。组合图像可为第一图像和第二图像的平均,并且其中光学参数可为眼睛表面的形状。

[0060] 组合图像可与第一图像和第二图像不同,并且其中该光学参数为眼睛材料的折射率。第一成像装置和第二成像装置可关于该列激光束大致对称设置。

[0061] 本发明的器械可进一步包含至少一个处理器,其经配置从而接收来自第一成像装置和第二成像装置的输出信号,并且处理该输出信号,从而形成表示由第一成像装置捕捉的激光点图案的第一图像以及由第二成像装置捕捉的激光点图案的第二图像的组的组合图像。

[0062] 该至少一个处理器可包含第一处理器和第二处理器,前者经配置从而从第一成像装置接收输出信号,后者经配置从而从第二成像装置接收输出信号,第一处理器和第二处理器通信耦合,从而形成组合图像。

[0063] 该表面可为第一眼睛表面,并且该器械可进一步包含干涉计,后者经配置从而确定从第一眼睛表面至第二眼睛表面的距离。第一和第二眼睛表面可为眼睛的一部分,并且其中该器械可进一步包含电子束分裂器,其设置在激光阵列源和眼睛之间,也设置在干涉计与眼睛之间。干涉计可为单波长低或部分相干干涉计。可在适当位置固定第一成像装置和第二成像装置,而同时捕捉多个激光点的图像。第一成像装置可为CCD照相机。

[0064] 也提供一种计算机程序,其包含引起计算机程序执行上述方法的程序指令,其可被收录在记录媒介、载波信号或只读存储器上。

[0065] 应明白,上述概念和以下更详细讨论的另外概念(倘若该概念不互相矛盾)的所有组合都视为在此公开的发明主旨的一部分。特别地,出现在本公开末尾的要求的主旨的所有组合都被视为在此公开的发明主旨的一部分。也应明白,在此明白使用、也可出现在任何通过参考而包含的公开中的术语应符合与在此公开的具体概念最一致的意义。

附图说明

[0066] 现在将具体参考附图描述在此描述的技术的各种非限制性实施例。应明白,附图不一定按比例绘制。

[0067] 图1示出眼睛的简化示意图。

[0068] 图2示出依照本发明的一个实施例开发眼睛结构模型的过程顺序。

[0069] 图3示出图2的过程的一个非限制性实施,从而依照本发明的一个实施例,确定角膜的前和后表面以及晶状体的前和后表面的形状和位置。

[0070] 图4示出图2的过程的一个非限制性实施,从而依照本发明的一个实施例,确定角膜的前和后表面以及晶状体的前和后表面的形状和位置。

[0071] 图5示出一种器械,其依照本发明的非限制性实施例,包含测量折射率和眼睛表面形状的激光阵列源。

[0072] 图6A-6E示出依照本发明的非限制性实施例的激光阵列源构造以及眼睛表面上的激光点的结果图案。

[0073] 图7A-7E示出依照本发明的非限制性实施例,与图6A比较的激光阵列源的可替换构造,以及眼睛表面上的激光点的结果图案。

[0074] 图8示出依照本发明的一个实施例,使用图5中的器械500确定角膜的前和后表面以及晶状体的前和后表面的形状和位置的,图2中的过程的一个非限制性实施。

[0075] 图9示出依照本发明的一个实施例,使用图5中的器械500确定角膜的前和后表面以及晶状体的前和后表面的形状和位置的图2中的过程的一个可替换非限制性实施。

[0076] 图10示出依照本发明的一个实施例,晶状体内的各种位置,可确定这些位置为晶状体的“有效位置”。

具体实施方式

[0077] 描述为眼睛的一个或更多结构建模的器械和方法。建模可指出眼睛结构的形状和/或位置,其可通过使用光学方法确定,该光学方法用于确定感兴趣的眼睛结构的一个或更多参数,以及上述感兴趣的眼睛结构的结构。一个或更多参数可包括形状、厚度以及折射率。

[0078] 感兴趣的眼睛结构的形状、厚度和/或折射率其中任何一个的测量都在某种程度上取决于这样的方向改变,测量技术使用的光在其通过任何上述感兴趣结构的眼部结构时,都经受该方向改变。因而,依照本技术的一方面,眼部结构的形状、厚度和/或折射率的测量值都可经修正,从而考虑测得值对该结构其他参数的依赖,以及对于上述结构的任何参数的依赖。

[0079] 依照另一方面,提供测量感兴趣的眼睛结构的形状、厚度和折射率的器械。依照一个实施例,该器械包括测量一个或更多感兴趣的参数的不同仪器。依照另一实施例,器械包括测量感兴趣的参数的集成功能性。依照一个非限制性实施例,该器械包括这样的激光阵列,其将多束激光束投射在感兴趣的眼睛结构上,因而形成激光点图案。可使用激光点图案的激光点之间的距离,从而计算结构的一个或更多参数,例如形状和折射率。依照有些实施例,该器械也使用干涉法确定眼睛结构的厚度。

[0080] 现在将更详细描述上述技术的一些方面以及另外的方面。这些方面可单独使用,全部一起使用,或者两种或更多种任意合并,因为本技术不限于该方面。

[0081] 如上所述,依照在此描述的本技术的一方面,可确定眼睛结构的形状和位置,眼睛的精确模型可通过后者制作。该结构可包括角膜、晶状体、视网膜或任何其他感兴趣的结。可通过一种或更多参数的直接测量值确定结构的形状和位置,包括形状、厚度和折射率,并且然后修正任何测量值,从而考虑对测得结构的其他参数的依赖,以及对眼睛内的任何其他结构参数的依赖。现在合并图1描述一个例子。

[0082] 图1提供眼睛100的简化表示法,其包括角膜102、晶状体104和视网膜106。这些结构在眼睛的前侧108和眼睛的后侧110之间布置,其中光进入眼睛的前侧108。角膜102和晶状体104之间是一定量的水111。晶状体104和视网膜106之间的是玻璃体凝胶112。应明白,为了图解的目的而简化眼睛100,并且眼睛通常包括比图1中所示特征更多的特征。

[0083] 如上所述,为眼睛100建模可包括确定一个或更多感兴趣的表面的形状,例如角膜的前表面114a、角膜的后表面114b,等等。层析法,例如沙伊姆弗勒层析法是可使用的一种技术,从而确定该表面的形状。然而,也可使用其他的方法,包括浦肯野成像、干涉法、和/或光学相干层析技术。

[0084] 也如上所述,为眼睛100建模从而提供眼睛结构的位置可包括确定眼睛内的各种距离。如图所示,角膜102在角膜的前表面114a和角膜的后表面114b之间具有厚度 T_1 ,而晶状体104在晶状体的前表面116a和晶状体的后表面116b之间具有厚度 T_2 。角膜和晶状体由距离 d_1 分离(即从角膜的后表面114b至晶状体的前表面116a的距离)。由距离 d_2 将视网膜与晶状体的后表面116b分离。可使用干涉法或其他技术测量该距离,因为在此描述的各个方面不限于该方面。

[0085] 然而,虽然可使用层析法和干涉法技术测量眼睛结构的形状和距离,但是直接测量技术不可单独产生全部精确结果。该测量技术使用的光可经历这样的方向改变,其由眼睛结构的折射率(即角膜的折射率 n_1 、水的折射率 n_2 、晶状体的折射率 n_3 、以及玻璃体凝胶的折射率 n_4)变化引起,所以如果不考虑该方向改变,该结果可不精确。参考图1解释本概念。

[0086] 如图所示,相应于传统层析和/或干涉法技术中使用的光源的光线 R_1 和 R_2 ,其起源于眼睛的前侧108,并且终止于视网膜106。光线 R_1 和 R_2 不沿直线路径,而是随着其穿过角膜102、水111、晶状体104和玻璃体凝胶112弯曲。为了解释的目的简化光线 R_1 和 R_2 的图解路径,实际上可不同,包括示出方向的更多或更少改变,或者是示出的不同方向的改变。

[0087] 因此,测量技术如层析和干涉法使用的光的方向变化可影响该测量的结果。申请人已认识到,可对形状和厚度的该直接光学测量值做对于眼睛内的光线路径依赖的修正,从而能够获得眼睛结构形状和位置的高度精确确定。

[0088] 图2示出依照本技术的一个实施例为眼睛结构建模的一种方法。方法200始于202，其选择感兴趣的结构。感兴趣地结构可为完整结构(例如晶状体)或表面(例如晶状体的前面)。本方法在204继续，其选择感兴趣的参数。该参数可为感兴趣的结构的形状、厚度或折射率。这三个参数中的任何一个都可或者为感兴趣的最终结果，或者作为确定其他参数的手段，或者为该两种目的。例如，角膜的形状可作为对角膜建模的感兴趣的最终结果，但是也可促进确定角膜的折射率。

[0089] 然后，在206，本方法继续，其测量感兴趣的参数。例如，如果感兴趣的参数是形状(例如，晶状体的前表面的形状)，那么例如可使用光学技术如层析技术，或以任何其他适当的方式直接测量该形状。

[0090] 如上所述，取决于用于任何给定参数的测量技术的类型，该参数的直接测量值可不考虑眼睛内的光路径变化(例如，由于邻近结构的不同折射率)。因而，给定感兴趣参数的精确确定可包含该参数的测得值(或多个值)的修正，从而考虑其他感兴趣结构参数和/或感兴趣的眼睛结构之前的眼睛结构参数。因而，在图2的非限制性例子中，来自206的测得参数在208经修正，因为其依赖其他经选择的感兴趣结构参数和/或任何前眼睛结构参数。

[0091] 例如，可在206使用层析法或任何其他适当的技术直接测量晶状体的前表面的形状，然后，该测量值可在208经修正从而考虑以下参数，即角膜的前和后表面的形状、角膜的厚度 T_1 、角膜的后表面和晶状体的前表面之间的距离 d_1 、以及角膜(n_1)和水(n_2)的折射率。

[0092] 应明白，来自206的测得值可取决于这样的—个或更多参数，其值在208还未知(例如，还未测得)。

[0093] 例如，可直接测量晶状体104的前表面116a的形状，并且取决于使用的测量技术，测得的形状可取决于角膜102的折射率 n_1 ，后者在方法过程的时间到达208时可还未测得。因此，可重复执行方法200，从而修正测得值对其依赖的所有参数的依赖，而不考虑所确定的各种参数的顺序。可使用方法200的替换方法实现类似的结果，其中如下所述，可在已测得所有的参数后，在214而非在208执行修正。然而，一般而言，可在本方法的各个时间执行修正，并且在此描述的各个方面不限于执行在任何具体动作中直接测得值的修正。

[0094] 然后，在210，无论是否为感兴趣的结构确定所有感兴趣的参数，都作出确定。例如，动作204-208的执行可返回具体结构(例如晶状体)的厚度，但是仍可期望确定晶状体的形状。因而，如果不是所有给定感兴趣的结构的所有参数都已确定，本方法可返回204，其中可选择感兴趣的结构的下一感兴趣参数。

[0095] 如果在210，确定感兴趣的结构的所有感兴趣参数都已确定，本方法继续进入212，其中作出这样的确定，即已检查所有的感兴趣结构。如果未检查，本方法可返回202，其中可选择下一结构(例如完整结构或表面)。

[0096] 一旦已确定所有感兴趣结构的所有感兴趣参数，就可在214组合这些参数，从而形成结构的模型。在有些实施例中，该模型可显示结构的形状和位置，虽然不是所有的实施例都限于该方面。可使用在214产生的模型，从而评估结构的功能，从而预测功能中这样的任何改变，其将由结构的更改引起(例如手术或其他程序期间)，从而预测眼睛移植体(例如晶状体移植体、角膜移植体等等)的性能，从而对眼科手术做计划，或者用于任何其他原因，因为在此描述的各个方面不限于使用任何具体目的的眼睛结构的模型。可使用光线跟踪软件或以任何其他适当的方式执行经建模结构的光学性能的分析。

[0097] 如上所述,可重复方法200,其中重复的次数在有些非限制性实施例中取决于结构的数目和/或感兴趣参数的数目。另外,如上所述,应明白,在208执行的修正可以来还未在动作208确定的参数。因而,一旦已测得所有感兴趣的参数,测得参数的修正也可或可替换地在214的参数组合期间执行。

[0098] 方法200可应用于眼睛的任何一种或更多种结构。因而,虽然方法200的非限制性图解以214形成眼睛的模型结束,但是应明白,这只是本方法的一个非限制性结束结果。可替换地,可使用本方法从而仅为单一结构(例如,晶状体、或晶状体的表面)建模,或者在有些情况下,仅用于确定单一感兴趣的参数,测得值可为该参数而依赖其他参数。例如,确定晶状体的折射率可为期望的成果,并且可只执行方法200的动作的子集,从而获得精确的折射率值。

[0099] 可通过各种方式实施方法200,并且应用方法200的在此描述的技术的各个方面不限于以任何具体方式利用本方法。例如,可使用任何适当的硬件和/或软件的组合,从而执行方法200的一个或更多动作。

[0100] 依照一些实施例,使用单独的仪器从而测量各种感兴趣的参数,即使用单独的仪器,从而测量感兴趣的结构的厚度/距离、折射率以及形状。例如,可使用干涉计从而测量感兴趣的厚度/距离,而可使用层析计(例如,沙伊姆弗勒层析计,或任何其他适当类型的层析计)测量给定结构的形状,并且可使用折射计确定感兴趣的折射率。可使用软件和/或手动计算执行方法200的修正和确定(即动作208、210和212)。例如,在一个实施例中,将各种仪器的输出发送至一个或更多处理器,用于执行经确定参数的修正、确定和组合。

[0101] 可替换地,依照其他实施例,可使用这样一种器械执行感兴趣参数的测量,该器械经配置从而测量两个或更多参数。依照一个实施例,器械利用不同的仪器,该仪器用于测量感兴趣的厚度/距离,并且用于测量眼睛结构的折射率和形状。在一个非限制性实施例中,器械包括干涉计和激光阵列,其中干涉计用于测量厚度/距离,而激光阵列具有多个成像装置,从而确定表面的形状和感兴趣的折射率。

[0102] 不考虑用于测量感兴趣的参数的仪器的类型和数目,可合并结果参数,从而使用硬件、软件、和/或手动计算的组合,或以任何其他适当的方式形成感兴趣结构的模型。例如,依照一个实施例,在214使用光线跟踪软件(例如,美国马萨诸塞州内蒂克城MathWorks公司的Matlab;美国亚利桑那州图森市Zemax公司的Zemax Focus Software;MediaCybernetics公司的Optimas,Visual Basic,或任何其他适当的软件)组合经确定的参数。也可使用其他技术。

[0103] 如上所述,可使用方法200从而为任何一个或更多眼睛结构建模,或者确定眼睛结构的期望个别参数。然而,为了图解的目的,现在描述方法200应用的两个非限制性例子,从而为角膜和晶状体建模。应明白,方法200不限于这两种实施,并且可能有其他实施。

[0104] 图3和图4的方法图解方法200的可替换实施,其为角膜和晶状体的前和后表面的形状和位置建模。方法300和400之间的区别可由已知和寻求的信息的类型引起,并且因此可取决于本方法所应用的操作阶段。例如,图3的方法300可在预操作阶段应用,而方法400可在操作期间或操作后阶段应用。然而,方法300和400不限于应用于眼科手术的任何具体阶段。

[0105] 如上所述,方法300和400涉及为角膜的前和后表面以及晶状体的前和后表面建

模。因此,可在方法300和400执行中测得多个参数,而其他参数可不经测量确定或计算。如已关于图2所述,可随后对于测得参数对于其他参数的任何依赖而修正测得的参数。也如上所述,参数的测得值是否取决于其他参数可取决于测量测得值的方式,例如,包括使用的仪器的类型。对于方法300和400,假设使用层析计(例如,沙伊姆弗勒层析计,或任何其他适当类型的层析计)测量测得的形状,并且可使用干涉计(例如,多重波长低或部分相干干涉计)测量测得的厚度。然而,应明白,可通过其他方式实施方法200,并且方法300和400仅为两个非限制性例子。应明白,可使用一种或更多种方法测量形状和距离,并且不限于这样的仪器,包括沙伊姆弗勒、浦肯野、或时间飞行原理(例如层析法或光学相干层析法)。

[0106] 作为正文前的图文,方法300包含测量眼睛的几个参数,其包括:前角膜形状;角膜厚度;后角膜形状;从角膜的后表面至晶状体的前表面的距离;前晶状体形状;后晶状体形状;晶状体厚度;从晶状体后表面至视网膜的距离;以及总眼睛折射/像差。如上所述,方法300假设使用层析计测量所测得的形状,并且假设使用干涉计测量所测得的距离/厚度。作为这些测量技术的结果,上述测得的参数可具有以下相关性。测得的角膜厚度可取决于角膜的折射率。测得的后角膜形状可取决于以下参数,即角膜的折射率、前角膜形状以及角膜厚度。测得的从角膜的后表面到晶状体的前表面的距离可取决于角膜的折射率。测得的前晶状体形状可取决于角膜的折射率、前角膜形状、后角膜形状、角膜厚度、从角膜后面至晶状体前面的距离。测得的后晶状体形状可取决于角膜的折射率、前角膜形状、角膜厚度、后角膜形状、从角膜的后表面到晶状体的前表面的距离、前晶状体形状、后晶状体形状、从晶状体的后表面至视网膜的距离、总眼睛折射/像差、以及晶状体的折射率。测得的晶状体厚度可取决于角膜的折射率和晶状体的折射率。测得的从晶状体的后表面至视网膜的距离可取决于角膜的折射率和晶状体的折射率。因而,方法300通过适当地修正测得值而考虑这些相关性。

[0107] 应明白,给定方法300中几个测得参数的相互相关性,就可通过任何适当的顺序执行本方法。另外,可平行实施本方法的一个或更多动作。然而,为了图解的目的,方法300提供适当排序动作和子动作的一个非限制性例子。简而言之,本方法包含这样的测量参数,其数值取决于角膜的折射率。然后确定角膜的折射率,并且修正上述测得参数,从而考虑其对角膜折射率的依赖。也可测量总眼睛折射或像差。然后,通过适当组合经修正的参数和总眼睛折射或像差,可确定晶状体的折射率。通过该信息,可精确确定以下参数,即晶状体厚度、后晶状体表面的形状、以及从晶状体的后表面至视网膜的距离。然后可组合两个或更多经确定的数值,从而为角膜和晶状体建模。与方法200一样,方法300和400也可重复,并且不限于首先执行方法的任何具体动作。而是各种动作可平行执行,或者以任何一种连续顺序执行。因而,不限制描述的排序过程。

[0108] 参考图3,方法300始于302,其测量前角膜形状,即角膜的前表面的形状。如上所述,方法300中的该形状测量假定使用层析计执行,然而不是所有的实施例都限于该方面。

[0109] 在304,可测量这样的各种参数,其测量值取决于角膜的折射率。在图3的非限制性例子中,其包括测量:角膜的厚度(在305a);测量后角膜形状(在305b),即角膜的后表面形状;测量从角膜的后表面至晶状体的前表面的距离(在305c);测量前晶状体形状(在305d),即晶状体的前表面的形状;测量后晶状体的形状(在305e),即晶状体后表面的形状;测量晶状体的厚度(在305f);以及测量从晶状体的后表面到视网膜的距离(在305g)。虽然在方法

300的一个非限制性例子中,每个这些测得值都可取决于角膜的折射率,但是一个或更多测得值也可取决于另外的参数。例如,以下参数也可取决于晶状体的折射率,即测得的后晶状体形状、测得的晶状体厚度、以及测得的从晶状体的后表面至视网膜的距离。

[0110] 可在306确定角膜的折射率。可通过各种方式完成该确定。依照一个实施例,通过直接测量确定角膜的折射率,例如,使用折射计(例如,从而确定角膜的总内部折射的临界角)。例如,通过总内部折射原理运行的折射计可提供黄色波长的复合晶状体折射率。然而,不是所有的实施例都限于使用该类型的折射计。该测量可被对于测量值可对于折射计使用的光波长的任何依赖进行修正,以及来自305a的测得角膜厚度、来自305b的测得后角膜形状、以及来自302的测得前角膜形状。可替换地,可通过适当组合以下数据计算角膜折射率,即来自305a的测得角膜厚度、来自305b的测得后角膜形状、以及来自302的测得前角膜形状。可替换地,可使用任何两种光学方法确定角膜的折射率,从而独立地测量角膜厚度,因而产生这样的不同测量厚度值,该厚度值可取决于角膜的折射率,并且然后考虑不同的测得厚度值。通过认识两种方法所不同的方式(例如,使用不同的波长,等等),就可由不同的测得厚度值确定折射率。例如,依照一个实施例,可通过由干涉法和沙伊姆弗勒层析法测量角膜厚度而确定角膜的折射率,并且考虑由这两种在不同波长运行的仪器产生的测得角膜厚度值的不同。可从在不同波长测得的不同厚度值计算折射率。因而,动作306不限于任何一种确定角膜折射率的具体方法。在308,来自304的测得值可被对于其在306确定的折射率的依赖进行修正,例如使用以下文献中描述的技术:Navarro R.The Optical Design of the Human Eye:a Critical Review.Journal Of Optometry.2009;2(1):3-18;Dubbelman M,van der Heijde GL,Weeber HA.The Thickness of the Aging Human Lens Obtained from Corrected Scheimpflug Images.Optometry and Visual Science.2001;78(6):411-416;以及Drexler W,Hitzenberger CK,Baumgartner A,Findl O,Sattmann H,Fercher AF.Investigation of dispersion effects in ocular media by multiple wavelength partial coherence interferometry.Exp.Eye Res.1998;66,25-33,其全部内容包括在此以供参考。也可能有其他技术。

[0111] 如上所述,来自304的有些测得值也取决于晶状体的折射率。依照方法300的非限制性例子,计算而非测量晶状体的折射率。为了促进该计算,可在310测量总眼睛折射/像差。可使用折射计(例如,眼睛自动折射计、哈特曼-谢克像差计、塔尔波特-莫尔干涉计、或任何其他适当的仪器)或任何其他适当的技术做该测量。

[0112] 然后,在312,可通过适当组合来自302-310的数值计算晶状体的折射率。本步骤中可使用的技术的非限制性例子包括以下文献中所述的技术:Dubbelman M,van der Heijde GL,Weeber HA.The Thickness of the Aging Human Lens Obtained from Corrected Scheimpflug Images.Optometry and Visual Science.2001;78(6):411-416;以及Rosales P,Marcos S.Pentacam Scheimpflug quantitative imaging of the crystalline lens and intraocular lens.J Refract Surg.2009May;25(5):421-8,其全部内容包括在此以供参考。也可能有其他技术。依照有些实施例,经计算的晶状体的折射率为晶状体折射率的复合值,并且可通过使复合晶状体折射率、修正的后晶状体层析值以及晶状体厚度匹配来自310的眼睛的总复合折射或总复合像差而计算。

[0113] 一旦已知晶状体的折射率,就可修正对晶状体的折射率有一些依赖的这些上述测

得值。例如,在314,可对来自305e、305f和305g的测得值进行其对晶状体折射率依赖修正,例如使用以下文献中描述的技术,即Rosales P,Marcos S.Pentacam Scheimpflug quantitative imaging of the crystalline lens and intraocular lens.J Refract Surg.2009May;25 (5):421-8,其全部内容包括在此以供参考,也可能有其他技术。

[0114] 应明白,动作312和314相关在于,晶状体折射率的计算取决于在305e、305f和305g的测得值,可是来自305e、305f和305g的测得值取决于晶状体的折射率。因此,可反复执行动作312和314,从而提供期望的精度水平。方法300不限于使用任何具体数目的动作312和314的重复。

[0115] 一旦所有的测得值都已被关于其对任何其他感兴趣的参数的依赖进行修正,本方法可继续进入316,其中可适当地合并经修正的数值,从而确定角膜和晶状体的前和后表面的形状和位置。可使用光线跟踪软件,或任何硬件、软件和手动计算的适当组合执行该合并,从而确定角膜和晶状体的前和后表面的形状和位置。

[0116] 可使用任何硬件、软件和/或手动计算的适当组合执行方法300中的各种计算和组合。例如,可使用光线跟踪软件从而执行方法300中的一个或更多动作。也可能有其他实施。

[0117] 图4示出方法200的应用的一个可替换非限制性例子,从而确定角膜的前和后表面以及晶状体的前和后表面。方法400在手术中或手术后环境下应用,并且因而在与方法300不同的阶段应用,方法300图解术前环境。例如,方法400可在当患者的晶状体将被替代时应用,因此包括移除晶状体。

[0118] 与方法300一样,方法400也假设使用层析计测量所测得的形状,并且假设使用干涉计测量所测得的距离/厚度。应明白,也可使用一种或更多种方法测量形状或距离,并且不限于以下仪器,包括沙伊姆弗勒、浦肯野、或时间飞行原理(例如层析法或光学相干层析法)。因而,与方法300一样,在方法400中测量的许多数值也可取决于其他参数。例如,方法400包含测量以下数据:前角膜形状;角膜厚度;后角膜形状;从角膜后表面至晶状体前表面的距离;前晶状体形状;晶状体厚度;从晶状体的后表面至视网膜的距离;无晶状体时的总眼睛折射和像差;无晶状体时从角膜的后表面至视网膜的距离;晶状体囊和前房(如下所述)中的总流体体积;晶状体囊和前房中有流体时的总折射和像差;以及晶状体囊和前房中有流体时从角膜的后面至晶状体的距离。可替换地,可使用上述几种仪器从而测量无晶状体时晶状体的后曲率。

[0119] 如上所述,各种参数的测量可产生这样的结果,其取决于一个或更多其他参数,例如作为使用的测量技术的结果。因而,方法400中的一个或更多上述测得值可取决于一个或更多其他参数。例如,测得的角膜厚度可取决于角膜的折射率。测得的后角膜形状可取决于角膜的折射率、前角膜形状以及角膜的厚度。测得的从角膜的后表面至晶状体的前表面的距离可取决于角膜的折射率。测得的前晶状体形状可取决于以下参数,即角膜的折射率、前角膜形状、后角膜形状、角膜厚度、从角膜后表面至晶状体前表面的距离。测得的晶状体厚度可取决于角膜的折射率和晶状体的折射率。测得的角膜的折射率值可取决于用于测量角膜厚度的波长、前角膜形状、角膜厚度以及后角膜形状。晶状体移除后,测得的从角膜的后表面至视网膜的距离值可取决于角膜的折射率。以下参数的测得值,即总眼睛折射和像差、和从角膜的后表面至视网膜的距离、以及在晶状体囊和前房(如下所述)中有流体的情况下从晶状体后面至视网膜的距离,其可取决于以下参数,即角膜的折射率、测得的晶状体囊和

前房中的流体体积、以及该流体的折射率。测得的后晶状体形状值可取决于以下参数,即前角膜形状、角膜厚度、后角膜形状、从角膜的后表面至晶状体的前表面的距离、前晶状体形状、晶状体厚度、从晶状体的后表面至视网膜的距离、角膜的折射率、移除晶状体后总眼睛折射和像差、移除晶状体后从角膜的后表面至视网膜的距离、插入晶状体囊和前房中的流体体积、前房中有流体时从晶状体的后表面至视网膜的距离、晶状体囊和前房中有流体时的总眼睛折射和像差、晶状体囊和前房中有流体时从角膜的后表面至视网膜的距离、晶状体的折射率、以及流体的折射率。因而,方法400可考虑这些相关性。

[0120] 方法400始于402,其测量前角膜形状,即角膜的前表面的形状。在404,对这些参数进行测量,其数值取决于该非限制性例子中的角膜的折射率。这些数值包括:测量角膜的厚度(在405a)、测量后角膜形状(在405b);测量从角膜的后表面至晶状体的前表面的距离(在405c);测量前晶状体形状(在405d);测量后晶状体的厚度(在405e);以及测量从晶状体的后表面至视网膜的距离(在405f)。

[0121] 在406,可确定角膜的折射率。可通过各种适当的方式确定,包括上述对于方法300的动作306的任何技术,或者以任何其他适当的方式确定。通过确定的角膜折射率,方法400可在408继续,对来自404的测得数值进行其对角膜折射率依赖的修正,例如使用上述参考Rosales(晶状体和人工晶状体的沙伊姆弗勒定量成像)所述的技术,或者任何其他适当的技术。

[0122] 如上所述,方法400可应用这样一种情况,其中移除患者的天然晶状体(例如,为了由移植体代替)。因而,在410中作几种另外的测量,假设晶状体已移除。这些测量值包括在无晶状体的情况下测量总折射、总像差、以及从角膜的后表面至视网膜的距离。可使用上述可替换的几种仪器,从而在无晶状体的情况下测量晶状体的后曲率。可使用任何适当的技术做这些测量,因为方法400不限于该方面。

[0123] 作为晶状体移除程序的一部分,可在已移除患者的天然晶状体后,将流体注入晶状体囊和/或前房。可当该流体处于适当位置时做测量,并且可提供可在建模程序中利用的另外的数据。在有些实施例中,流体可具有已知的折射率,虽然不是所有的实施例都限于该方面。在412,可测量插入晶状体囊中的流体体积,以及插入前房的流体体积。可使用带刻度的注射器或以任何其他适当的方式测量这些量,因为方法400不限于该方面。

[0124] 然后,在414,在该非限制性例子中,在晶状体囊和前房中有流体的情况下,可重复410和405f的测量。因而,如果例如插入晶状体囊和/或前房的流体具有与患者的天然晶状体和/或水的折射率不同的折射率,414的测量就可提供与最初在410和405f所做出的结果不同的结果。这些不同的数值可提供建模中可使用的另外的数据点。

[0125] 在416,可确定后晶状体形状和晶状体的折射率。可通过任何适当的方式确定这些参数,例如适当地组合两种或更多上述经确定的数值。例如,可通过适当组合以下参数确定后晶状体形状,即:前角膜形状,在404测得的值,角膜的折射率,在410测量的值,在412确定的量,在414测量的值,晶状体的折射率,以及流体的折射率。晶状体的折射率可取决于在动作416之前确定的数值,并且因此可通过适当组合这些数值而确定,例如使用上述参考Dubbelman(The Thickness of the Aging Human Lens Obtained from Corrected Scheimpflug Images)和Rosales(Scheimpflug quantitative imaging of the crystalline lens and intraocular lens)中所述的技术,或者任何其他适当的技术。在

有些实施例中,移除患者的晶状体后,注入晶状体囊和前房中的流体体积可分别大约等于患者的晶状体和水的体积。416的确定可适当考虑任何该关系。

[0126] 在418,方法400继续,对来自405e和405f的测得值作其对于在416确定的晶状体折射率的依赖的修正。可使用上述参考Dubbelman (The Thickness of the Aging Human Lens Obtained from Corrected Scheimpflug Images)和Drexler (Investigation of dispersion effects in ocular media by multiple wavelength partial coherence interferometry)中所述的技术,或者使用任何其他适当的技术完成该步骤。因而,应明白,动作416和418可相互依赖,其在于416确定的晶状体折射率可取决于以下参数,即晶状体厚度、以及从晶状体的后表面至视网膜的距离,而测得的晶状体厚度以及从晶状体的后表面至视网膜的距离的值可依次取决于晶状体的折射率。因而,可重复任何次数动作416和418,从而提供由这些动作确定的数值的期望精度。然后,在412,可组合方法400期间确定的任何两个或更多参数值,从而确定角膜和晶状体的前和后表面的形状和位置。与方法300一样,应明白,方法400是这样的顺序的非限制性例子,图解的动作可依该顺序执行。然而,也可能有其他顺序,并且可平行执行一个或更多动作,因为本方法不限于该方面。

[0127] 虽然方法300和400图解了利用不同仪器从而测量形状和折射率的方法200的非限制性实施,但是不是方法200的所有实施都限于该方面。例如,如上所述,依照有些实施例,方法200可使用这样的器械实施,该器械集成了干涉计、层析计和折射计的功能或任何其他功能。依照在此描述的技术的一方面,器械包含激光阵列源,使用后者从而测量表面形状和折射率。在图5中与图1中的眼睛100一起图解该器械的一个非限制性例子。

[0128] 如图所示,器械500包含光线跟踪器械502。光线跟踪器械502包含激光阵列源504,其产生一系列激光束505a、505b...505n。另外,光线跟踪器械502包含基准光束发生器506以及干涉计源508,前者用于产生基准点光束507(在此可替换地成为“固定激光”),后者用于产生干涉信号509。光线跟踪器械502中也可包括多个成像装置510a和510b。另外,可包括各种光学组件,用于引导/控制由器械502产生的各种光学信号,例如元件512(如下所述,在有些情况下其可为透镜和/或反射镜)和光束分离器514a和514b。应明白,也可包括其他的光学组件,因为在此描述的器械不限于使用任何具体的光学组件引导/控制光学信号。器械500可进一步包含一个或更多处理器516,其耦合器械502,从而接收并处理来自器械502的信号。依照有些实施例,处理器516可利用光线跟踪软件,或如下进一步所述的任何其他适当的处理技术。虽然未示出,但是器械502中可任选地包括虹膜识别技术,例如促进通过视觉轴的测量的重复性。

[0129] 激光阵列源504可产生一系列激光束505a、505b...505n,可将该激光束投射在眼睛100上。如下进一步详细描述,视需要,该列可经控制从而聚焦在眼睛的具体表面上,虽然不是所有的实施例都限于该方面。该列激光束505a、505b...505n可在其接触的每个表面上都产生激光点图案。图案的点之间的间距可用于确定图案所出现的表面的形状。点之间的间距也可用于确定该列激光束505a、505b...505n所穿过的眼睛材料的折射率。

[0130] 激光阵列源504可包含任何数目的激光束505a...505n。具有大量光束的一系列激光束可在基于相应于该列的激光点图案确定表面形状和折射率时提供更高的精度。然而,在此描述的实施例具有激光阵列源的器械的各个方面不限于使用任何数目的激光束。依照有些实施例,激光阵列源504产生至少十二束激光束。依照一个实施例,激光阵列源产生十六束

激光束。依照有些实施例,激光阵列源产生16-256束激光束

[0131] 同样,激光阵列源504不限于产生任何具体数目的激光束。

[0132] 激光束可具有任何适当的尺寸(例如直径)和横截面形状。依照一个实施例,激光束的直径尽量小(例如,小到可被成像装置510a和510b探测),其可促进在该列中包含大量的激光束。依照有些实施例,激光阵列可具有严格的点扩散函数。激光束可具有圆形横截面、椭圆形横截面、星形横截面、六边形横截面、或者任何其他适当的横截面。因此,应明白,在此描述的激光不限于具有任何具体的横截面形状。

[0133] 激光束505a...505n可具有任何适当的波长。如将进一步所述,有些是用激光阵列测量的眼睛参数值可取决于该激光阵列的波长,以便测得值可经修正从而考虑其对波长的依赖。另外,通过利用多个波长(例如具有可变波长激光的激光源),可收集各种激光波长的另外的数据点,其可增加是用该激光阵列的折射率和形状的计算精度。例如,利用多个波长可能产生作为波长函数的折射率图。依照有些实施例,激光阵列可包括具有红外波长的激光,可使用该激光从而确定激光对其有重大影响的眼睛表面的表面温度的大概数值。依照有些实施例,该列激光束可包含两种或更多不同波长(例如红和绿波长)的激光束。然而,激光束505a...505n不限于具有任何具体的波长。依照有些实施例,激光具有短脉冲,从而促进提高激光阵列的分辨率。

[0134] 依照一些实施例,可在眼睛上扫描该列激光束。在该实施例中,可使用任何适当的扫描时间。使用更短的持续扫描时间可降低利用该激光阵列测量中的眼睛运动的影响。

[0135] 依照一个实施例,激光阵列源可调整,例如允许其关于眼睛100呈现不同的角度。通过从不同的角度将激光束投射到眼睛上,与将激光阵列源固定于单一位置相比,可收集另外的数据点。依照有些实施例,可依照沙伊姆弗勒原理设置并定角度激光阵列源和成像装置,虽然不是所有的实施例都限于该方面。

[0136] 如上所述,该列激光束505a...505n可被引导至眼睛100的一个或更多表面上,例如角膜的前表面、角膜的后表面、晶状体的前表面、晶状体的后表面、视网膜或任何其他表面,引起这些表面上的激光点图案。可使用元件512和激光分离器514a和514b,从而控制激光束505a...505n影响眼睛的哪些表面,并且控制该激光束是否在这些表面上聚焦。例如,元件512可包含这样的透镜(例如非球面透镜),用于校准和/或会聚该列激光束505a...505n,例如如下进一步所述,将该列激光束聚焦在一个眼睛表面的单一点上。通过在眼睛的不同表面上会聚该列,就可收集不同的数据点,用于如下所述确定折射率和形状。使用该另外的数据点可增加折射率和形状的经确定数值的精度。虽然元件512可包含一个或更多透镜,但是其可替换地或另外可包含反射镜,在有些情况下该反射镜可为可变形反射镜,从而引导激光束505a...505n。

[0137] 成像装置510a和510b可经配置并且用于捕捉由该列激光束505a...505n引起的,眼睛100的一个或更多眼睛表面上的激光点图案的图像。依照一个实施例,成像装置510a和510b可被在激光阵列的相对侧基本对称设置(例如,在右侧和左侧,顶部和底部,等等)。在有些实施例中,关于激光阵列对称设置成像装置可引起这样的结果,即成像装置被关于激光阵列源对称设置。另外,成像装置510a和510b可与眼睛100基本等距。

[0138] 依照一些实施例,成像装置510a和510b可依照沙伊姆弗勒远离而设置。虽然成像装置510a和510b捕捉作为从不同角度成像图案引起的眼睛表面上的任何激光点图案的稍

微不同图像,但是由两个成像装置捕捉的图像可经组合,从而确定眼睛表面的形状和/或眼睛材料的折射率。

[0139] 依照一个实施例,成像装置510a和510b捕捉的同一激光点图案的图像的平均可产生这样的平局图像,可通过其确定图案所出现的表面的形状。该平均图像可基本相应于这样的图像,其将在以下情况下将被设置在激光阵列源504点的单一成像器捕捉,即如果可能将成像装置设置在该点,而激光阵列源不妨碍成像装置的视野。可从平均图像通过以下过程确定表面的形状,即适当处理平均图像的激光点之间的距离,并且比较平均图像中的距离与激光束在激光阵列源504的分离距离。依照有些实施例,使用最邻近点之间的距离。依照可替换实施例,使用单一点和阵列中每个其他点之间的距离。也可能有其他技术。依照一个实施例,光线跟踪软件(例如,任何上述类型,或任何其他适当的光线跟踪软件)可执行该处理。依照另一非限制性实施例,可使用以下文献中所述的技术,即Preussner P, Wahl J, Kramann C. Corneal model. J Cataract Refract Surg 2003;29:471-477,其全部内容包包括在此以供参考。

[0140] 依照一个实施例,取得成像装置510a和510b捕捉的同一激光点图案的图像之间的差异可产生这样的差异图像,可通过其确定材料的折射率。例如,可通过把成像装置510a捕捉的图像从成像装置510b捕捉的图像减去而产生差异图像,反之亦然。依照一个实施例,该列激光束可大致聚焦在第一位置(例如,在第一眼睛表面上)的一点,而该列激光束在第二位置(例如,在第二眼睛表面上)形成激光点图案。可通过认识第一和第二位置之间的距离,并且然后处理第二位置上的图案差异图像中的激光点图案的激光点之间的距离而确定分隔第一和第二位置的材料的折射率。以下进一步详细描述一个例子。

[0141] 成像装置510a和510b可为任何适当类型的成像装置。依照一个实施例,成像装置510a和510b为CCD成像器。然而,其可替换地为CMOS成像器,或任何其他适当类型的成像装置。依照有些实施例,成像装置510a和510b固定,以便其在器械500运行期间不移动。与利用转动或其他方式移动的相机的系统相比,器械500可通过该方式简化。依照有些实施例,成像装置可为光场相机。成像装置也可产生静止帧或视频图像,因为在此描述的各方面不限于该方面。

[0142] 成像装置510a和510b可具有任何适当的分辨率。更高的分辨率可在确定眼睛的表面的激光点位置时提供更高的精度,并且因此在有些实施例中适合。另外,具有足够高分辨率的成像装置使得能够使用单一反射激光束的放大图像,从而作为点扩散函数或用于该反射束的小颗粒光散射值的代替。

[0143] 应明白,可在不同实施例中使用的任何数目的成像装置。例如,虽然图5示出两个成像装置,但是有些实施例可使用可转动的单一成像装置。依照另一实施例,可使用四至十六个成像装置。也可能有其他数目。使用大量的成像装置可提高可被收集的数据的速度。可在眼睛的任何适当距离上和/或相对彼此的角度上设置成像装置。依照一个实施例,可在相对于眼睛的超过一个位置或角度设置一系列成像装置(例如,包括成像装置510a和510b,以及另外的成像装置),其可允许计算眼睛反射的光线的向量的集中化和三角化。依照一个实施例,可通过基本圆形的构造布置六个成像装置。依照一个实施例,器械500可包含一系列成像装置,包括成像装置510a和510b,可使用该列从而获得像差测量值。

[0144] 源506可为折射计、像差计或任何产生适当的基准光束的适当源。基准光束可为成

像装置510a和510b提供基准点,并且也可或可替换地在与器械相互作用时向患者提供参考。

[0145] 如上所述,光线跟踪器械502进一步包含干涉计源508,其可用于测量眼睛100的距离/厚度。依照一个实施例,干涉计源508是单波长低或部分相干干涉计,以便干涉信号509可为单波长低或部分相干干涉信号。然而,不是所有的实施例都限于该方面,例如,干涉计源508可为多波长低或部分相干干涉计。可设置干涉计源508,以便干涉信号509由光束分离器514b分离,其中部分分离光束传至眼睛100。也可能有干涉计源508的其他构造。

[0146] 依照一些实施例,激光阵列源和/或干涉计源可经配置,以便在眼睛100的视觉轴上集中具有其光学信号的测量值。依照可替换实施例,可配置激光阵列源和/或干涉计源,以便在眼睛100的几何轴上集中具有其光学信号的测量值。因此,应明白,可能有各种构造。

[0147] 处理器516可通过连接518耦合光线跟踪器械502,从而由光线跟踪器械502接收输出。该信号可为成像装置510a和510b和/或干涉计源508的输出。处理器可执行任何适当类型的处理,例如产生来自成像装置510a和510b的上述平均图像、来自成像装置510a和510b的差异图像、执行捕捉图像的激光点之间的距离的计算、执行计算从而确定折射率、执行计算从而确定表面的形状、执行计算从而确定距离/厚度、或任何其他适当类型的处理。因此,处理器516可为任何适当类型的处理器。依照有些实施例,可使用超过一个处理器。依照有些实施例,处理器可集成光线跟踪器械502,而在其他实施例中,其可为不同的装置。

[0148] 依照一些实施例,处理器516也可控制光线跟踪器械502。例如,处理器可控制基准光束源、激光阵列源、以及干涉计源中一个或更多组件的运行。处理器516可向这些组件发送命令或指令,指导其如何运转。然而,不是所有的实施例都限于具有展示控制光线跟踪器械502的功能的处理器。

[0149] 依照一些实施例,处理器516可操作光线跟踪软件。依照有些实施例,处理器516可执行上述关于方法200所述的任何处理动作,并且在有些实施例中,可组合眼睛的参数,从而作为形成作为输出520的眼睛的一个或更多结构的模型。器械500和/或光线跟踪器械502在有些非限制性实施例中可为独立桌上型装置。依照其他实施例,其中器械500及光线跟踪器械502其中之一或两者可为手持装置。依照另一实施例,其中之一或两者可被包含进手术显微镜。也可能有其他构造。

[0150] 现在关于图6A-6E和7A-7E描述激光束列505a...505n的操作的一些非限制性例子。应明白,这些仅为非限制性例子。

[0151] 图6A图解了激光阵列构造的这样一个非限制性例子,其关于眼睛100的角膜和晶状体的前和后表面。如图所示,激光阵列605包含多个激光束,在该非限制性例子中为十三个(虽然从图6A总不可见其所有),其穿过聚光透镜612到达角膜的前表面114a。然后,激光束继续到达角膜的后表面114b,并且大致会聚在晶状体前表面116a上的一点。图6B-6E示出角膜和晶状体的前和后表面上的结果激光点图案(在此也称为“浦肯野图像”)。

[0152] 图6B示出依照图6A的构造的角膜的前表面114a上的激光点图案603a。如图所示,在该非限制性例子中,图案603a包括十三个激光点,相应于十三个激光列605。图案603a可相应于成像装置510a和510b的平均图像或这些成像装置的差别图像。图案603a的点之间的间隔重要性可取决于该图案是否在平均图像或差别图像中出现。

[0153] 图6C图解出现在角膜的后表面114b上的激光点的图案603b。如图所示,在图6A-6C

的非限制性例子中,图案603b的点比图案603a中的点更紧密间隔。然而,不是所有的实施例都限于该方面。如图6B所示,图6C的图案603b可变成成像装置的平均图像或差别图像。

[0154] 图6D图解出现在晶状体前表面116a上的激光点图案603c。如图6A所示,激光束列605大致会聚在晶状体的前表面116a上的一点,以便图案603c包括单一点。将该列605大致会聚在一个感兴趣的表面上的一点可促进确定一种眼睛材料的折射率。例如,通过了解该列会聚在哪一点(例如,在图6A的非限制性例子中的晶状体的前表面116a)以及通过了解从该位置到点图案所出现的第二位置的距离,第二位置上图案的点之间的距离可用于确定分隔两个位置的材料的折射率。作为非限制性例子,由于该列605大约会聚在晶状体前表面上的一点,可使用角膜后表面上的图案605b上的点之间的距离从而使用以下距离确定角膜和晶状体之间的水的折射率,即使用角膜的后表面(图案603出现)和晶状体的前表面(其中列605大致会聚在一点)之间的距离。应明白,将该列会聚在已知位置的一点的概念不限于将该列会聚在眼睛表面上的一点。而依照有些实施例,该列可会聚在眼睛外的一点,其中已知从会聚点至激光点图案所出现的表面的距离。同样,可逐步或平稳会聚激光束列,因为在此描述的各种实施例不限于该方面。

[0155] 图6E图解出现在晶状体的后表面116b上的激光点的图案603d,其相应于图6A的构造。图案603d可表示成像装置的平均图像或差别图像。

[0156] 图7A-7E示出与图6A-6E中不同的构造,其中激光束列会聚在角膜的前表面,而非晶状体的前表面。如图7A所示,在该非限制性例子中,包括十三个激光束的激光束列705穿过会聚透镜612,并且大致会聚在角膜的前表面114a上的一点。随着激光束接触角膜的后表面、晶状体的前表面、以及晶状体的后表面,产生激光点的结果图案。

[0157] 图7B图解出现在用于图7A的构造的角膜的前表面114a上的激光点图案703a。图7C图解出现在用于图7A的构造的角膜的后表面114b上的激光点图案703b。图7D图解出现在用于图7A的构造的晶状体的前表面116a上的激光点图案703c。图7E图解出现在用于图7A的构造的晶状体的后表面116b上的激光点图案703d。图案703a-703d中任何一个都可表示成像装置的平均或差别图像,例如成像装置510a和510b。

[0158] 虽然器械500提供包含激光阵列源和干涉计的适当器械的一个非限制性例子,但是也可使用其他的器械。

[0159] 依照一个实施例,通过以激光阵列代替层析计的缝光源而改进沙伊姆弗勒层析计。然后,可使用在此描述的用于使用激光阵列的技术。依照一个实施例,可通过以激光阵列代替层析计的缝光源,并且通过使用多个固定相机而改进沙伊姆弗勒层析计。例如,依照一个实施例,可使用六个固定相机。可能也有其他的构造。

[0160] 依照一个实施例,可使用利用光场处理原理的器械。例如,器械可包括激光源阵列和一个或更多光场相机,后者适当布置,从而对由激光源阵列投射在眼睛上的点图案成像。也可能有其他构造。

[0161] 此外,应明白,器械如器械500不限于使用激光阵列。而是可使用任何适当发光的阵列,而激光仅表示一个适当的非限制性例子。

[0162] 应该明白,可使用以下器械实施方法200,即器械500或其他这样的器械,其集成两种或更多传统测量装置的功能。图8和图9图解方法200的两个非限制性实施,其可利用器械如器械500。图8图解类似图3的方法300的一种方法,其在手术前阶段确定角膜和晶状体的

前和后表面的形状和位置。因此,器械500可物理耦合或通过软件耦合在方法200中使用的任何仪器。这些仪器不限于使用沙伊姆弗勒、浦肯野或光飞行原理的仪器(例如层析计或光学相干层析计)。

[0163] 图9图解类似图4的方法400的一种方法,其在手术期间或手术后阶段确定角膜和晶状体的前和后表面的形状和位置。

[0164] 方法800始于802,其计算前角膜形状,即角膜的前表面的形状。可通过形成平均图像完成该步骤,该图像来自成像装置510a、510b捕捉的、出现在角膜的前表面上的激光点图案的图像。平均图像可与激光阵列源的激光的已知间距和布置比较(即激光离开激光阵列源时的激光间距和布置)。通过比较,可确定角膜的前表面的形状。

[0165] 在804,可测量多个这样的参数,其测得值取决于角膜的折射率。在图8的非限制性例子中,其包括测量:角膜厚度(在805a);从角膜的后表面至晶状体的前表面的距离(在805b);晶状体的厚度(在805c);以及从晶状体的后表面至视网膜的距离(在805d)。这使用干涉计源508或任何其他适当的仪器做这些测量。这些测得值也可依赖不同于角膜折射率的参数。例如,晶状体厚度和从晶状体的后表面至视网膜的距离也可取决于晶状体的折射率。

[0166] 在806,可通过比较激光阵列源的激光的已知间距和布置与出现在角膜的后表面上的激光点图案的平均图像而计算后角膜形状(即角膜的后表面形状),其中平均图像为成像装置510a和510b捕捉的图案图像的平均。该计算可考虑图像对于以下参数的任何依赖,即前角膜形状、角膜厚度以及角膜的折射率。同样在806,可通过比较激光阵列源的激光的已知间距和布置与出现在晶状体前表面上的激光点图案的平均图像而计算前晶状体形状(即晶状体的前表面的形状)。该计算可考虑图像对于以下参数的任何依赖,即前角膜形状、角膜厚度、从角膜的后表面至晶状体的前表面的距离、后角膜形状、和/或角膜的折射率。

[0167] 在808,可确定角膜的折射率。可通过任何适当的方式完成该步骤,包括使用以上关于图2-4所述的任何方法,或者任何其他适当的方式。依照一个实施例,可通过以下方法确定角膜的折射率,即使用两种可替换技术测量角膜厚度,然后使两种技术产生的不同值一致而确定折射率。例如,可使用干涉法测量角膜的厚度,并且也可通过以下方法测量其厚度,即视觉测量(例如,使用设置在眼睛侧面的相机)角膜前面上的点(例如,激光点)与角膜的后面上的点(例如,激光点)之间的距离。使这两个数值之间的任何差异一致可提供角膜的折射率。角膜的折射率可取决于以下参数,即:用于测量角膜厚度的波长(例如,激光阵列的激光束的波长和/或干涉计源的波长)、前角膜形状、角膜厚度、以及后角膜形状。因而,角膜折射率的确定可考虑任何该依赖。

[0168] 然后在810,如果有,就在804和806测得的数值被对其对于在808确定的角膜折射率的依赖进行修正。这么做的一个非限制性方式是使用上述参考Rosales (Scheimpflug quantitative imaging of the crystalline lens and intraocular lens)所述的技术,虽然也可能有其他的技术。

[0169] 在812,可测量总眼睛折射/像差。可通过关于图3所述相同的方式,或者以任何其他方式适当的方式,完成该步骤,

[0170] 在814,可通过比较激光阵列源的激光的已知间距和布置与出现在晶状体后表面上的激光点图案的平均图像而计算后晶状体形状(即晶状体的后表面的形状)。后晶状体的

形状可取决于以下参数,即前角膜形状、在804测得的值、在806计算的值、角膜的折射率、和/或总眼睛折射和像差。因而,动作814可考虑任何该依赖。

[0171] 在816,可使用成像装置510a和510b的差异图像确定晶状体的折射率。可通过任何适当的方式完成该步骤。

[0172] 依照一个实施例,可使用出现在晶状体前面的差异图像的单一点和出现在晶状体的后表面上的相应点(例如,来自相同的激光束)而确定晶状体的折射率。可使用适当设置在眼睛某一角度的成像装置确定这两点(同样来自相同的激光束)之间的距离。通过测量该距离、以及通过认识相机和激光源相对于眼睛的角度,就可计算晶状体的折射率。然而,也可使用其他的技术。晶状体的折射率可取决于激光阵列和干涉计源的波长,以及取决于在816之前确定的所有参数。因而,在816的确定可适当的组合所有的参数,从而确定晶状体的折射率。

[0173] 可执行包含动作814和816的重复循环任何适当的次数。然而,方法800不限于执行任何具体次数的重复。

[0174] 在818,来自805c和805d的数值可被其对晶状体的折射率的依赖进行修正。例如,可通过使用以上参考Rosales (Scheimpflug quantitative imaging of the crystalline lens and intraocular lens) 所述的技术,或者以任何其他适当的技术完成该步骤。然后,在820,可通过适当组合以上确定的形状、折射率和距离/厚度而确定角膜和晶状体的前和后表面的形状和位置。可通过硬件、软件和/或手动计算的任何适当组合执行动作820,因为方法800不限于该方面。

[0175] 图9示出使用器械500或类似的器械,确定角膜和晶状体的前和后表面的形状和位置的方法。图9的方法900与方法800的不同在于,方法900在有晶状体植入体的情况下执行,因而包含移除患者的晶状体。

[0176] 方法900与方法800在最初的几个动作相同,包括动作802-810。因此,不再在此详细描述这些动作。然而,执行动作810之后,方法900在912继续,其在移除患者的晶状体后,测量总眼睛折射和像差,以及从后角膜表面至视网膜的距离,该距离可取决于角膜的折射率。可通过与在方法400的动作410的测量相同的方式,或者以任何其他适当的方式做这些测量。可替换地,也可使用上述几种其他单独的仪器,例如使用沙伊姆弗勒、浦肯野、或时间飞行原理的仪器(例如层析计或光学相干层析计),从而在无晶状体的情况下,测量晶状体的后曲率。

[0177] 移除患者的晶状体后,如上述关于图4所述的一样,将流体插入晶状体囊和/或前房。在有些实施例中,该流体可具有已知的折射率。在914,可使用任何适当的技术(例如,带刻度的注射器或任何其他适当的技术)测量晶状体囊和前房中的流体体积。

[0178] 在916,可在晶状体囊和前房中有的流体的情况下,重复来自912和905d的测量值。这些测得值可取决于角膜的折射率、在612的测得值、以及流体的折射率。因而,如果有,可在916对测得值进行其对于以下参数的依赖的修正,即角膜的折射率、在612的测得值、以及流体的折射率。

[0179] 在918,可确定后晶状体形状和晶状体折射率。可通过任何适当的方式执行该确定。例如,可如上所述,从出现在后晶状体上的激光点的图案的多个成像装置的平均图像确定后晶状体形状。

[0180] 可从激光点图案的差异图像确定折射率。可对于每个后晶状体形状和晶状体折射率的测得值进行其对于其他测得值和在方法900中确定的值的依赖的修正。例如,依照一个非限制性实施例,可对晶状体的折射率进行其对于所有上述方法900中测得值以及用于测量角膜厚度的波长(例如,用于测量角膜厚度的一个或更多光学方法的波长)的依赖的修正。测得的后晶状体形状可被对其对于以下参数的依赖进行修正,即插入晶状体囊和前房的流体的折射率、晶状体的折射率、以及来自802-916的所有数值。

[0181] 应明白,918可被包括在该动作内的一个或更多重复中。例如,经确定的后晶状体形状可取决于晶状体的折射率,反之亦然。因此,可在确定这些值时执行一个或更多重复。在920,如果有,可通过任何适当的方式对来自805c和805d的测得数据对其对于晶状体的折射率的依赖进行修正。

[0182] 在922,可组合数值,从而为角膜和晶状体的前和后表面的形状和位置建模。可使用处理器(例如,处理器516),或任何其他适当的装置执行这些组合。在有些实施例中,该组合可包含利用光线跟踪软件。

[0183] 应明白,在此描述的各种方法可器械可用于各种应用。例如,可使用光线跟踪从而当已精确了解眼睛参数,如形状、折射率和距离时,可精确预测和分析眼睛组件的运行。因而,依照有些方面,上述折射率、形状和眼睛距离的精确确定可使能够使用光线跟踪技术,从而分析眼睛结构的性能。该技术可避免对眼睛参数的历史平均的任何依赖,例如折射率的历史平均。而是,在此描述的技术可用于精确确定给定患者的眼睛参数,允许对具体患者眼睛的精确眼睛跟踪分析应用。

[0184] 另外,在此描述的技术能够促进人工晶状体植入体(例如,用于代替已做激光矫正手术的眼睛的浑浊晶状体(白内障),或者由于任何其他原因)的尺寸(即倍率)的计算,并且因而可促进定做人工晶状体的设计。可在手术前精确预测人工晶状体植入物的光学效果,并且在手术后分析。例如,在此描述的技术可基于随着晶状体在眼睛内移动产生的光学改变,而促进确定天然或植入人工晶状体的动力学性质。此外,依照有些方面,可使用神经网络(例如,学习现有数据的计算机网络),从而从创伤恢复汇编平均眼内运动学和光学改变的数据库。

[0185] 此外,可使用在此描述的技术从而提供所有类型的眼科装置的改进精确性,例如促进该装置对个别眼睛的变化折射率的依赖的修正(如果有)。

[0186] 另外,在此描述的各种技术可促进瞳孔尺寸的精确确定。例如,可确定瞳孔尺寸,并且然后可使用由上述任何技术确定的角膜层析和角膜折射率的精确值,从而修正测得的瞳孔尺寸,从而产生更精确的瞳孔尺寸确定值。精确认识瞳孔尺寸可促进眼睛建模(例如,在有些实施例中可仅考虑进入瞳孔的光线)、衍射建模、模拟视觉、计算像差,等等。

[0187] 如上所述,可在各种实施例中使用时光线跟踪软件,并且可促进眼睛内的光学性能的预测和分析。例如,可执行眼睛内的光学性能的模拟,并且以简化的Snellen/Landolt C/ETDRS影像或图片的形式在显示屏(例如,计算机显示屏)上视觉表现。也可能有其他形式的视觉表现。外科医生可使用该图象分析光学性能,并且该图象可帮助选择适当的手术(例如,老视LASIK、传导性角膜成形术等等)和/或适当的植入体(例如,双焦点人工晶状体)。依照有些实施例,可使用光线跟踪软件,从而在手术前模拟眼睛的波阵面折射和波阵面像差。

[0188] 依照一个方面,可使用光线跟踪从而确定角膜和/或晶状体的折射率的差异。例

如,晶状体可由具有不同密度(称为梯度折射率,或“GRIN”)的几个区域组成,其可为精确建模的光线跟踪。在有些实施例中,在此描述的技术可利用角膜和晶状体的复合折射率,而在其他实施例中,可使用在这些结构中变化的折射率。

[0189] 依照在此描述的技术的一方面,提供用于确定晶状体的有效位置的一种方法。天然晶状体和晶状体植入体常常形状不同。当执行晶状体替换时,可期望将晶状体植入体设置在与天然晶状体所设置的基本相同位置。因为天然晶状体和晶状体植入体的形状可不同,难以将植入体的前和后表面设置在眼睛内天然晶状体的前和后表面所在的相同位置。因而,依照一方面,可确定天然晶状体的“有效位置”,并且用作晶状体植入体的期望布置。关于图10描述一个例子。

[0190] 图10图解天然晶状体横截面的一个非限制性例子。该晶状体具有前表面1002a和后表面1002b。如果在晶状体替换手术期间移除该晶状体,可期望了解将替代晶状体设置的位置,后者可不具有图10所示的形状。可使用确定晶状体的“有效位置”的各种方法。例如,依照一个实施例,在不扩瞳状态下,使用由干涉法确定的晶状体的位置计算有效晶状体位置。

[0191] 依照另一实施例,通过外推前和后晶状体表面1002a和1002b的层析图确定晶状体的“有效位置”。如图10中的点1所示,可认为这两个层析图相交的点为晶状体的假定赤道,而可使用该点与前和后晶状体表面顶点的比率作为有效晶状体位置。

[0192] 依照另一实施例,可通过以下步骤确定有效晶状体位置,即首先以任何适当的方式(例如,使用超声波、使用插入晶状体囊的流体量,或者以任何其他适当的方式)获得晶状体的直径,并且然后将前和后晶状体表面外推至直径。然后如图10中的点2所示,可使用晶状体弧长的中间点作为有效晶状体位置。

[0193] 依照另一实施例,可使用后晶状体表面的模拟层析图确定晶状体的有效位置。可使用以下方法获得模拟后晶状体层析图,即使用前晶状体层析图、晶状体厚度、以及前和后晶状体曲率之间的例示比率估计后晶状体层析图的最佳拟合曲线。可由图10中的点3表示结果有效晶状体位置。一旦确定有效晶状体位置(点1、点2或点3),可在基本相同的位置设置替代晶状体。

[0194] 可使用确定晶状体的有效位置的任何上述方法的回归分析,从而增加结果的精确度。同样,可使用上述一种或更多种技术,从而促进确定有效晶状体位置。例如,可在移除天然晶状体后执行低/部分相干干涉,从而获得无晶状体的情况下的距离。

[0195] 可在无晶状体的情况下,使用光线跟踪确定形状、折射率和/或距离。可使用术前和术中层析和干涉测量值,从而增加测量值和计算的位置的精度,例如通过提供用于上述任何方法的重复循环中使用的另外的信息。

[0196] 依照一个实施例,可确定拉伸或弹性系数,并且可促进晶状体设计和/或确定晶状体植入体的位置。

[0197] 例如,可在将晶状体插入晶状体囊后,使用晶状体囊的弹性从而预测晶状体的最终设置。可使用晶状体尺寸数据、患者的年龄、以及晶状体囊的厚度、以及其他因素确定弹性系数。可类似地考虑晶状体植入体的弹性。

[0198] 应明白,可使用在此描述的各种技术设计晶状体,例如包括晶状体植入体。本技术可应用于设计各种类型的晶状体,包括但是不限于钢琴型(piano)、凸、凹、多焦点(折射、衍

射等等)、环面、适应性、棱镜、多晶状体构造、可变曲率(例如,非球面)、有水人工晶状体、光可调节性人工晶状体、或上述任何组合。

[0199] 另外,可在计划或实施各种类型的外科手术的情况下使用在此描述的一种或更多种技术。该外科手术可包括但是不限于角膜/屈光手术、晶状体手术和视网膜手术。各种类型的屈光手术可包括但是不限于近视、远视和老视LASIK、LASIK、或PRK、传导性角膜成型术、放射状角膜切开术、或上述手术的组合。

[0200] 应明白,上述各种方面不限于人眼,而是可应用于各种类型的眼睛,包括人眼或任何其他动物。另外,虽然已关于眼睛的结构以及用于眼睛的植入体描述了各个方面,但是应明白,本技术也可应用于另外的元件,例如眼镜、隐形眼镜、或其他任何用于眼科目的的元件。

[0201] 如上所述,应明白,可使用上述方法和器械从而形成眼内任何数目的感兴趣结构的模型。例如,依照有些实施例,可形成完整的眼睛模型。在其他实施例中,可形成单一结构(例如,晶状体、或晶状体表面)的模型。仍在其他实施例中,可使用上述方法和/或器械从而确定感兴趣结构的单一参数。

[0202] 因而,不管是否也执行其他动作,都可为有些应用而使用上述方法的个别动作。

[0203] 能够以任何各种方式实施上述本技术的实施例。例如,可使用硬件、软件或其组合实施该实施例。当以软件实施时,能够在任何适当的处理器或处理器集上执行软件代码,该处理器或处理器集在单一计算机或分布在多个计算机中提供。应明白,通常执行上述功能的任何组件或组件集都能够被视为一个或更多这样的控制器,其控制上述功能。能够以许多方式实施一个或更多控制器,例如通过专用硬件、或通用硬件(例如,一个或更多个处理器),对后者使用微码或软件进行编程,从而执行上述功能。在该方面,应明白,本技术实施例的一个实施包含至少一个以计算机程序(即多个指令)编码的计算机可读储存媒介(例如,计算机存储器、软盘、致密光碟、磁带、闪存盘,等等),当在处理器上执行该程序时,其执行本发明实施例的上述功能。能够传送计算机可读储存媒介,以便存储于其上的程序能够被载入任何的计算机资源上,从而实施在此描述的本发明的多方面。另外,应明白,提及的被执行时执行上述功能的计算机程序不限于在主计算机上运行的应用程序。在此使用的术语计算机程序在一般意义上涉及任何类型的计算机代码(例如,软件或微码),能够使用该计算机代码对处理器编程,从而实施本技术的上述方面。

[0204] 虽然已在此描述和图解了各种发明实施,但是本领域技术人员将容易想象用于执行功能和/或获得结果和/或在此描述的一个或更多优点的各种其他装置和/或结果,并且认为每个该变化和/或更改都处于在此描述的发明实施例的范围内。本领域技术人员应承认,或者能够使用不超出常规的实验法确定在此描述的具体发明实施例的等价物。因此,应理解,仅通过例子的方式呈现上述实施例,并且在附加权利要求及其等价物的范围内,可通过与具体描述和要求不同的方式实践发明实施例。本技术的发明实施例针对在此描述的个别特征、系统、物品、材料、套件和/或方法。另外,如果该特征、系统、物品、材料、套件和/或方法不互相矛盾,那么该特征、系统、物品、材料、套件和/或方法中两个或两个以上的任何组合都被包括在本公开的发明范围之内。应理解在此定义和使用的所有定义,从而控制字典定义、通过参考而包括在此的文献中的定义、和/或定义术语的普通意义。在此说明和权利要求中使用的不定冠词“一”和“一个”,除非明确地相反指出,都应被理解为“至少一个”。

在此说明和权利中使用的短语“和/或”应理解为意思是如此合并的元件中的“任一个或两者”，即在有些情况下连接出现或在其他情况下分离出现的元件。应以相同的方式分析以“和/或”列出的多个元件，即如此合并的“一个或更多”元件。无论关联或不关联具体识别的那些元件，都可任选地提出与通过“和/或”条款具体识别的元件不同的其他元件。因而，作为非限制性例子，当与无限制语言例如“包含”合并时，参考“A和/或B”在一个实施例中能够仅涉及A（可任选地包括不同于B的元件）；而在另一实施例中，能够仅涉及B（可任选地包括不同于A的元件）；而在另一实施例中，涉及A和B两者（可任选地包括其他元件），等等。在此说明和权利要求中使用的“或者”应被理解为与如上定义的“和/或”具有相同的意义。例如，当分隔名单上的物品时，“和/或”应被解释为包括，即包括名单上的许多元件中的至少一个，但也可包括超过一个，并且可任选地为另外的未列举物品。当在权利要求中使用时，只有明确指出矛盾的，例如“仅其中一个”或“严格其中一个”，“由…组成”将涉及包含许多列举元件中的严格一个元件。通常，当被加上排他性的前缀时，在此使用的术语“或”应仅解释为指示排他性的替换（即“一个或另一个，而非两者”），例如“任一”、“其中之一”、“仅其中之一”或“严格其中之一”。当在权利要求中使用时，“主要由…组成”应具有专利法领域中使用的正常意义。涉及一列一个或更多元件时，在此说明和权利要求中使用的短语“至少一个”应被理解为从该列元件中的任何一个或更多元件中选择的至少一个元件，但是不必包括该列元件中具体列举的每个元件中的至少一个，并且不排除该列元件中的任何元件组合。本定义也允许元件可任选地出现，而非短语“至少一个”涉及的元件列表中具体识别的元件，无论其涉及或不涉及这些具体识别的元件。因而，作为非限制性例子，在一个实施例中，“A和B中至少一个”（或等价地，“A或B中至少一个”，或等价地，“A和/或B中至少一个”）能够涉及以下情况中的至少一种，其可任选地包括超过一个A而无B出现（以及可任选地包括除了B之外的元件）；在另一实施例中，涉及以下情况中的至少一种，其可任选地包括超过一个B，而无A出现（以及可任选地包括除了A之外的元件）；在另一实施例中，涉及以下情况中的至少一种，其可任选地包括超过一个A，并且涉及以下情况中的至少一种，其可任选地包括超过一个B（以及可任选地包括其他元件）；等等。应理解，除非清晰地指出矛盾，包括超过一个步骤或动作的在此要求的任何方法中，方法的步骤或动作的顺序不必限于上述方法的步骤或动作的顺序。在权利要求中，以及上述说明中，所有的过渡短语，如“包含…”、“包括…”、“带有…”、“具有…”、“含有…”、“包括…”、“持有…”、“由…构成”等等都应理解为开放式地，意思是包括但不限于。仅过渡短语“由…组成”、“基本由…组成”应分别为封闭和半封闭过渡短语，如美国专利局专利审查程序手册，2111.03部分中提出。

[0205] 当在此涉及本发明使用时，使用词语“包含/由…组成”和词语“具有/包括”，从而指定一定的特征、整体、步骤或组件的出现，但是不排除另外的一个或更多其他特征、整体、步骤、组件或其组合的出现。应明白，为了清晰而在单独实施例的情况下描述的本发明的某些特征也可提供单一实施例中的组合。相反，也可单独或以任何适当的子组合提供为了简短而在单独实施例的情况下描述的本发明的各种特征。

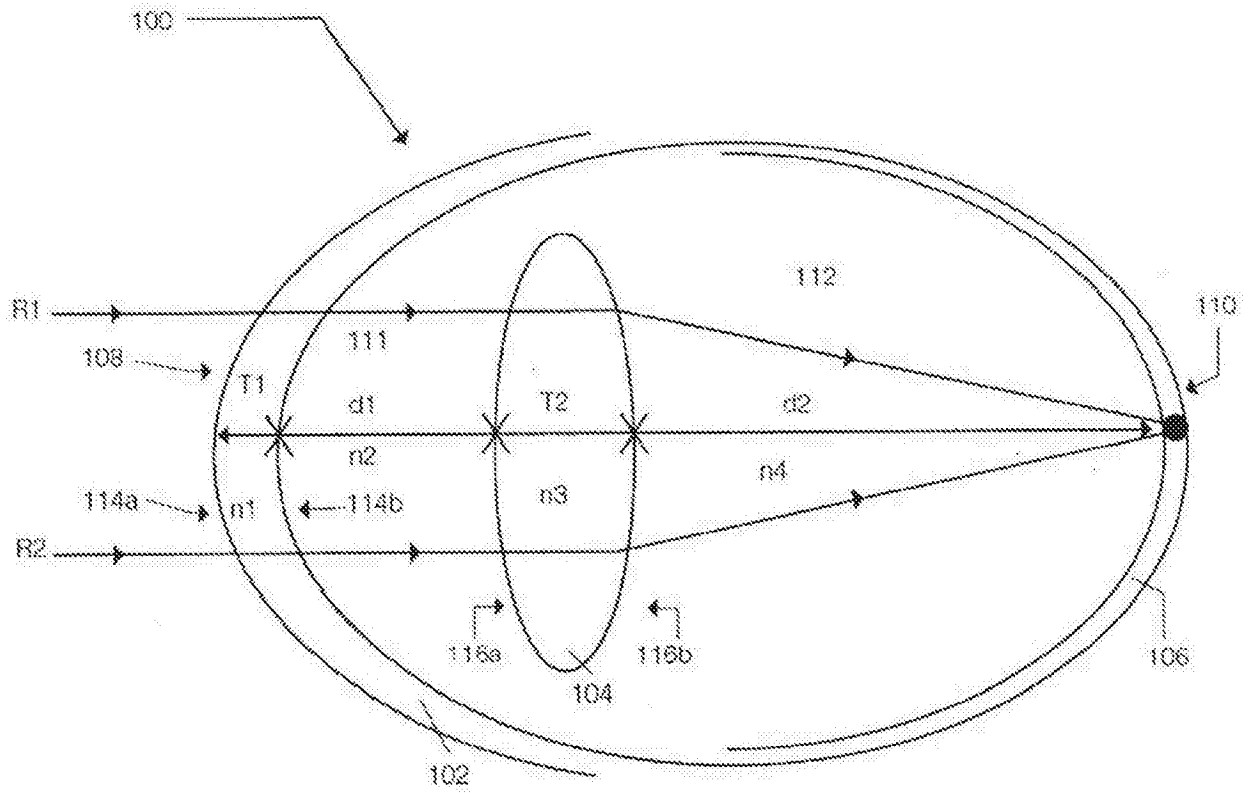


图1

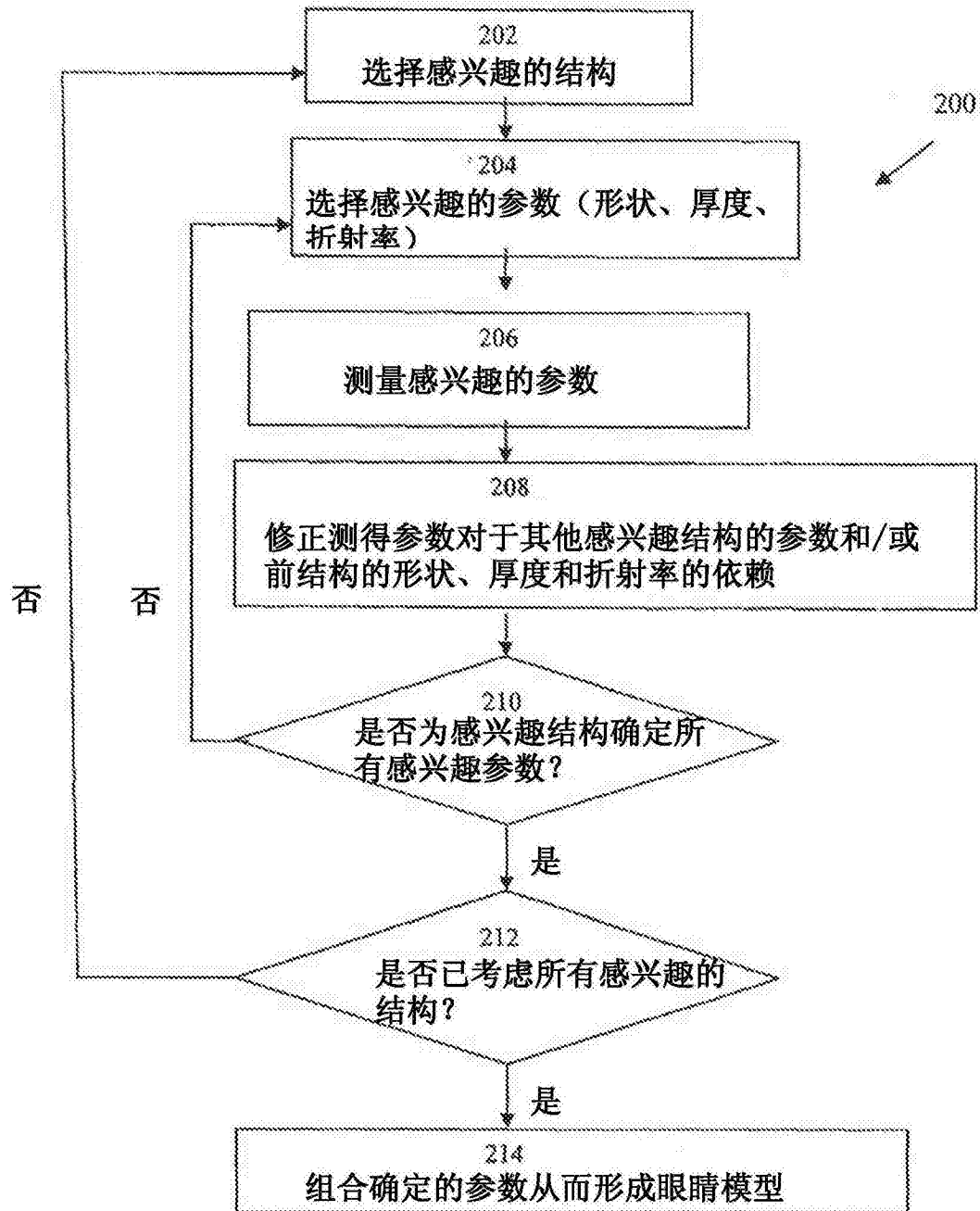


图2

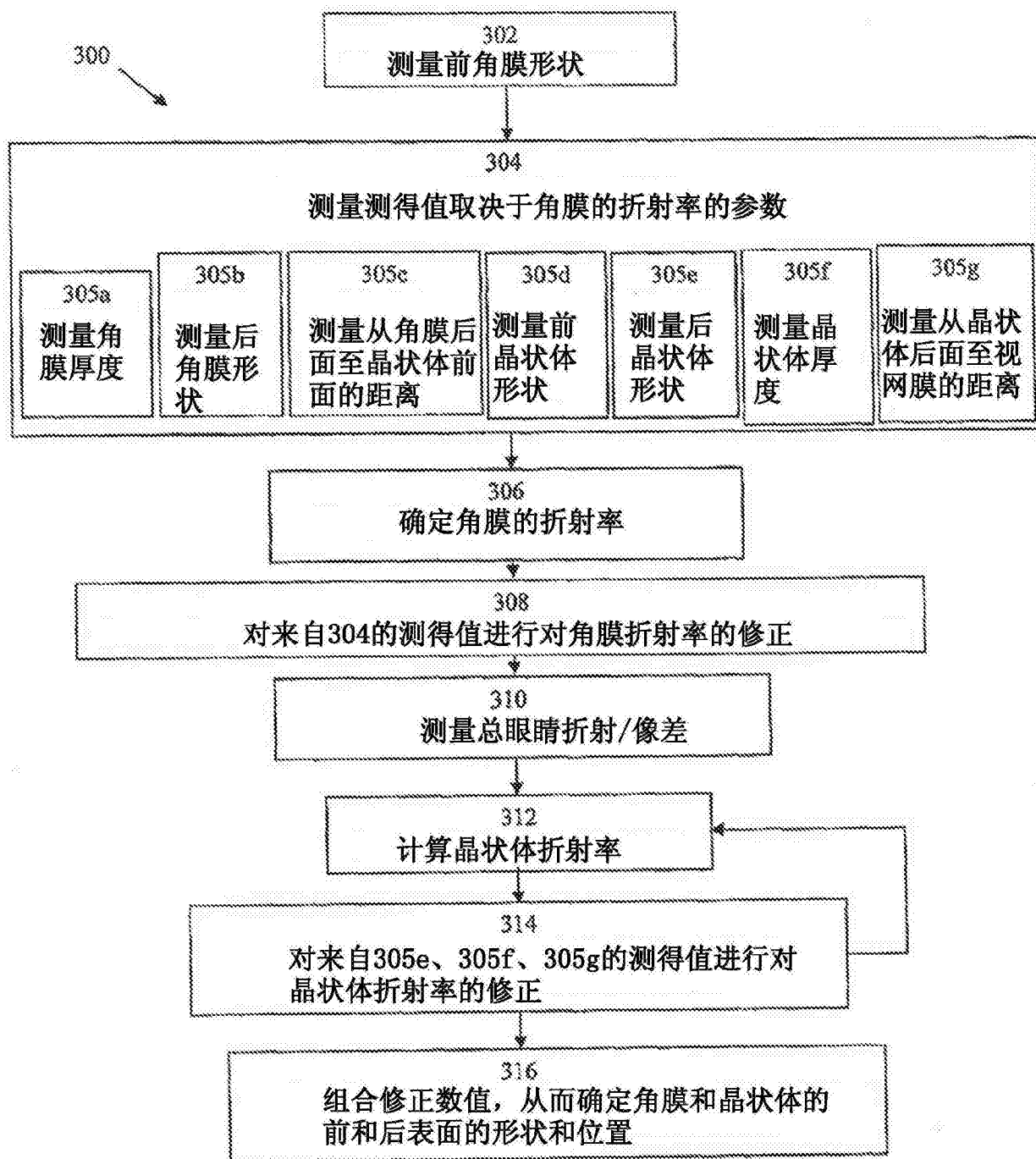


图3

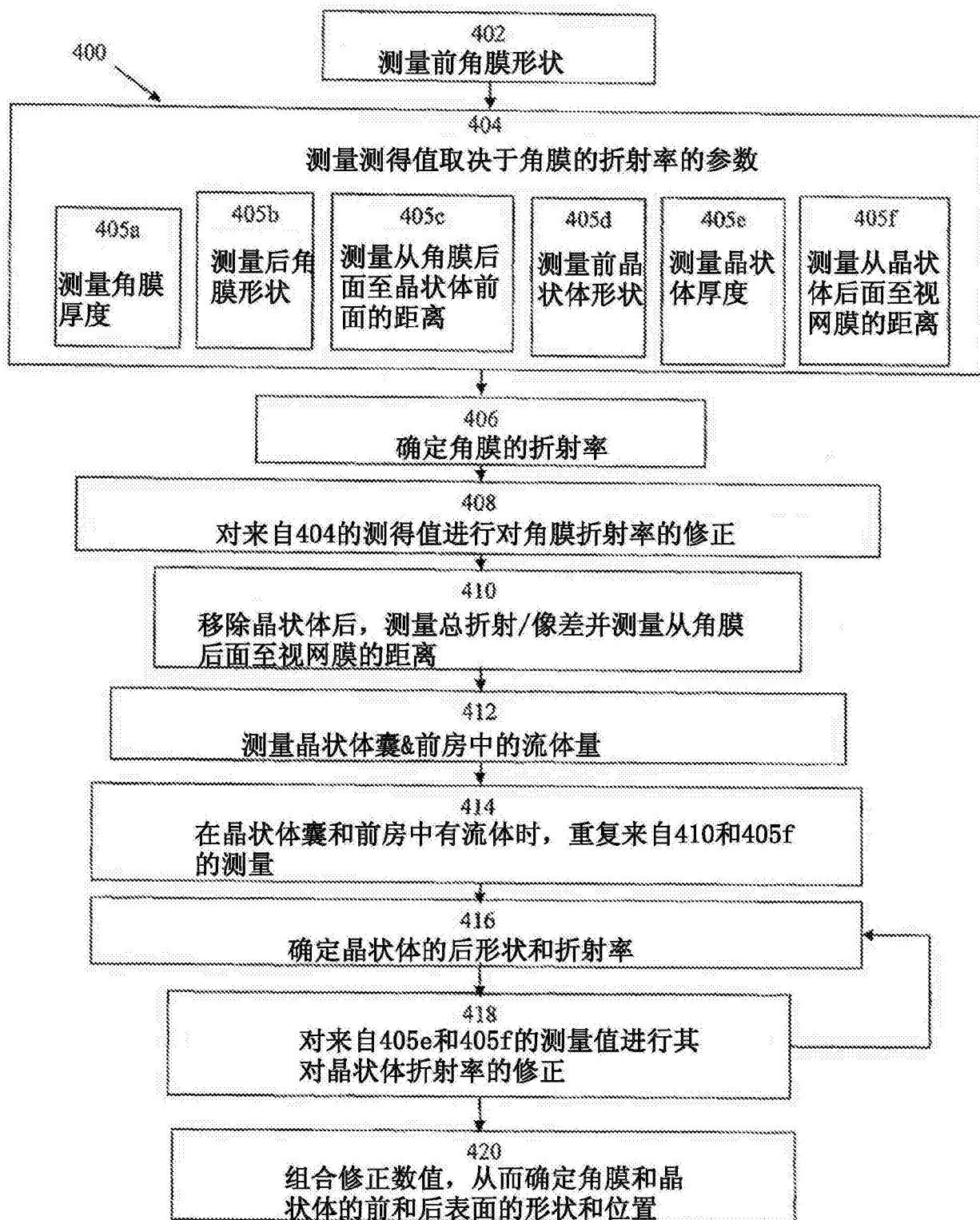


图4

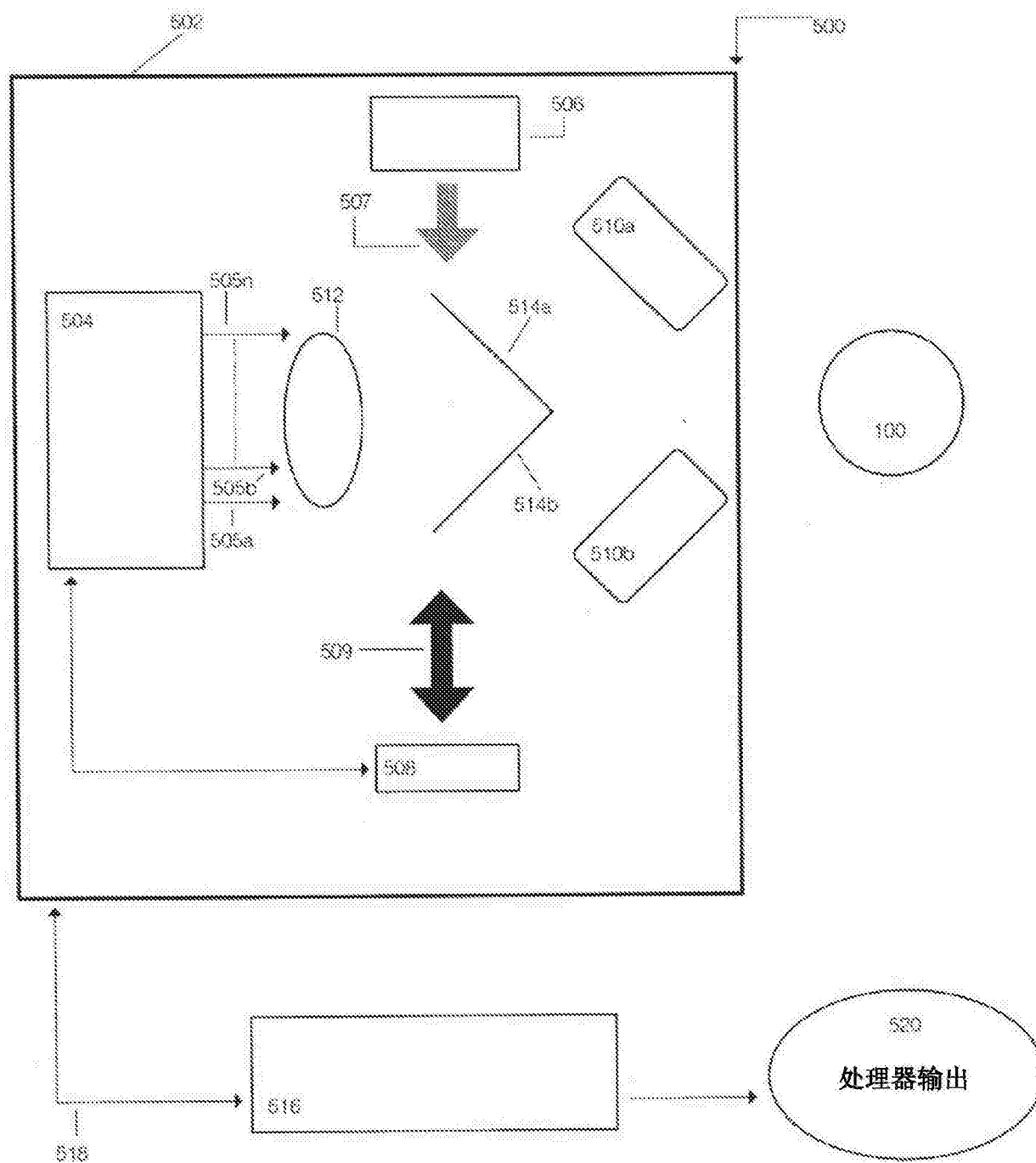


图5

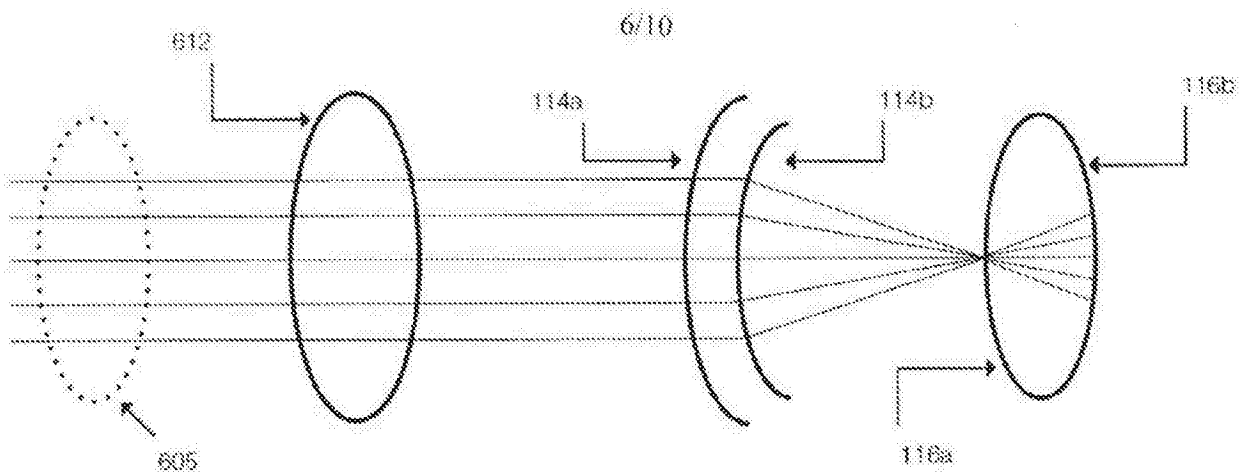


图6A

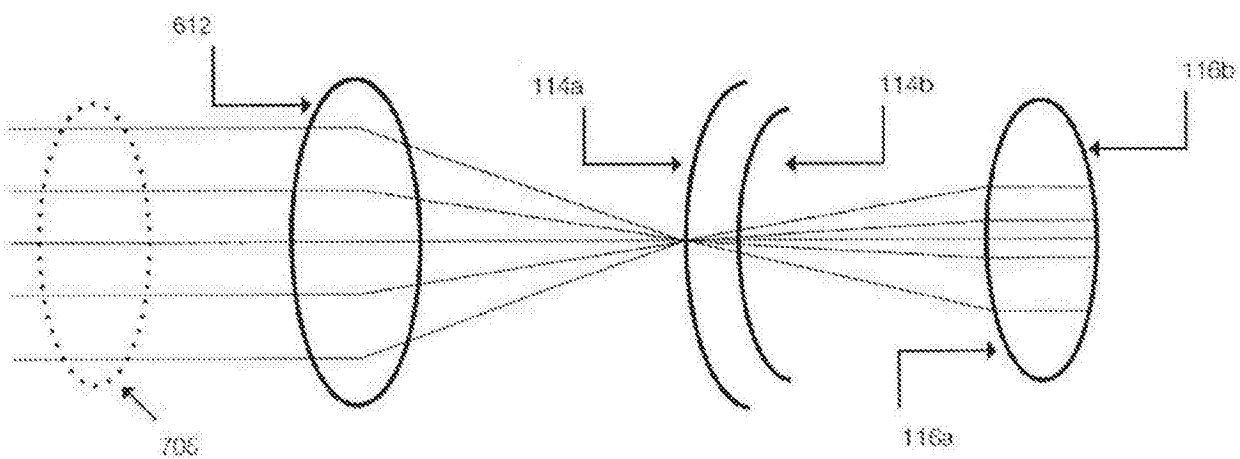


图7A

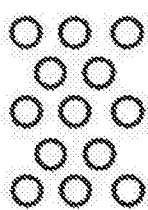


图6B



图6C

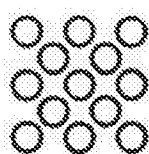


图6D

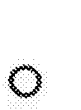


图6E

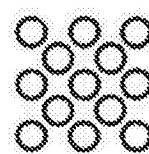




图7B

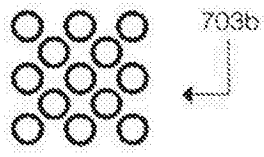


图7C

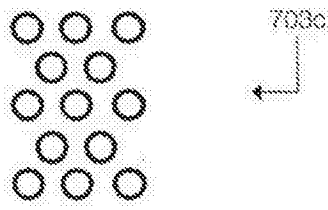


图7D

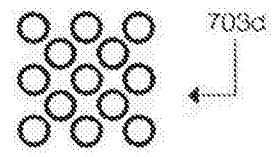


图7E

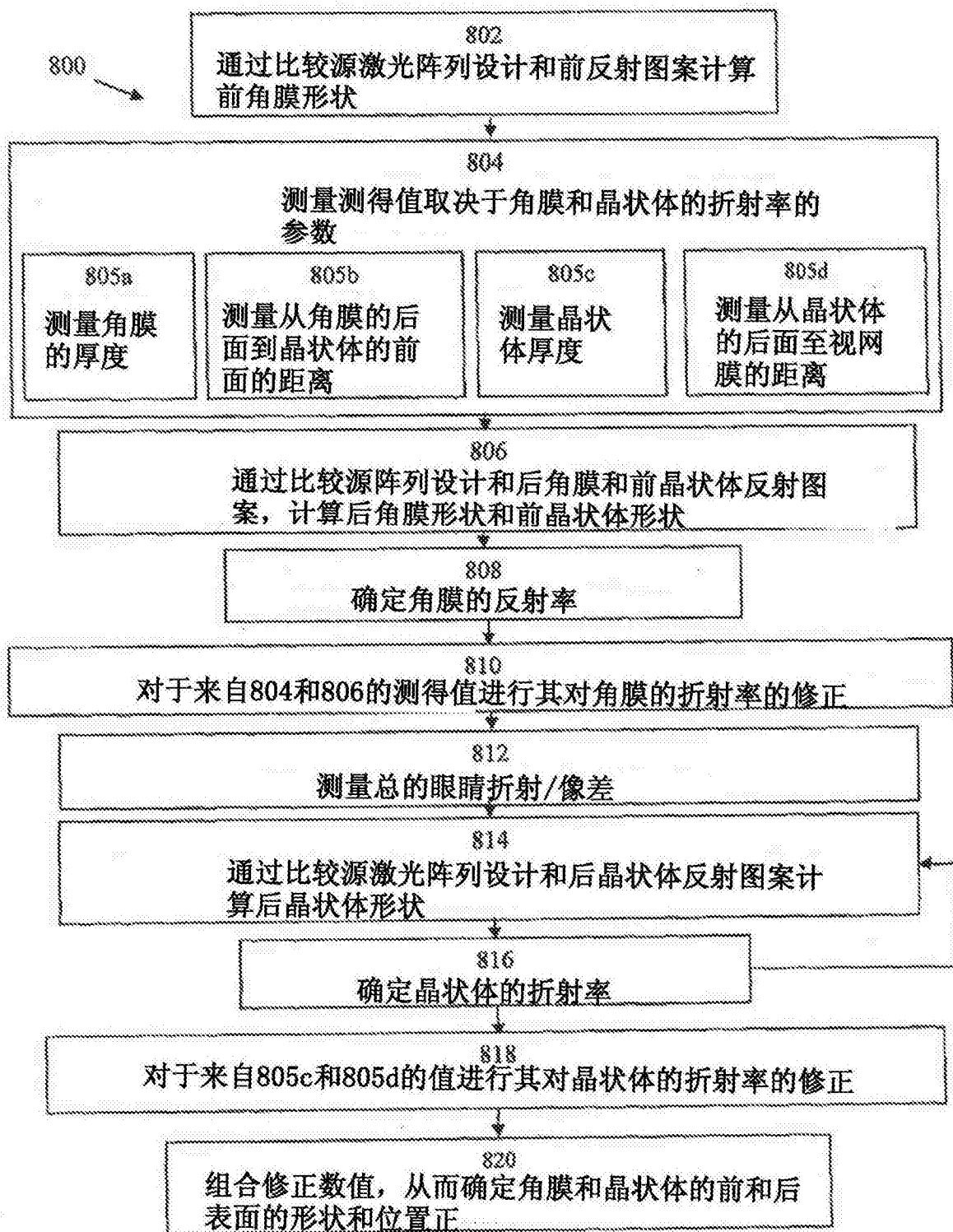


图8

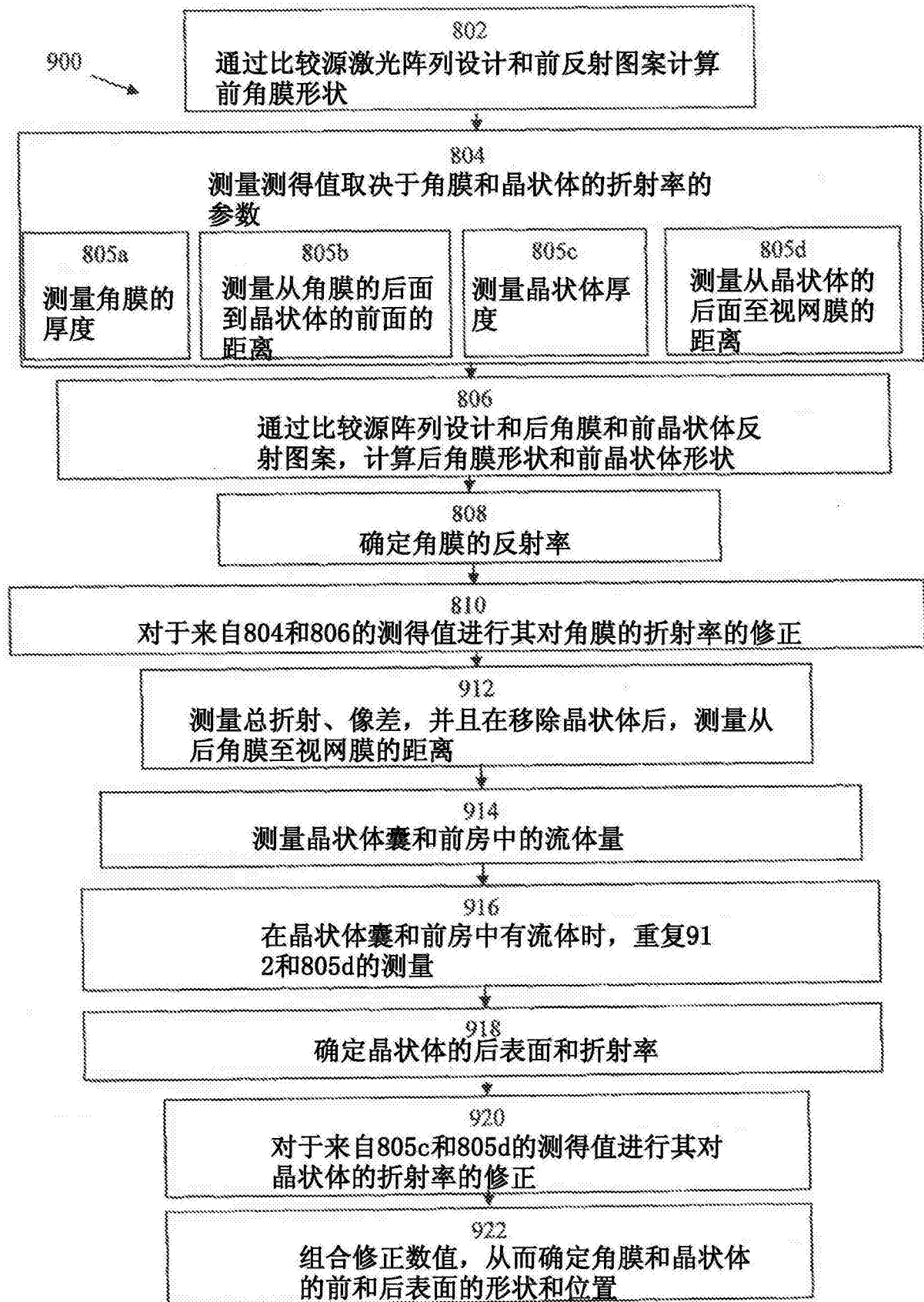


图9

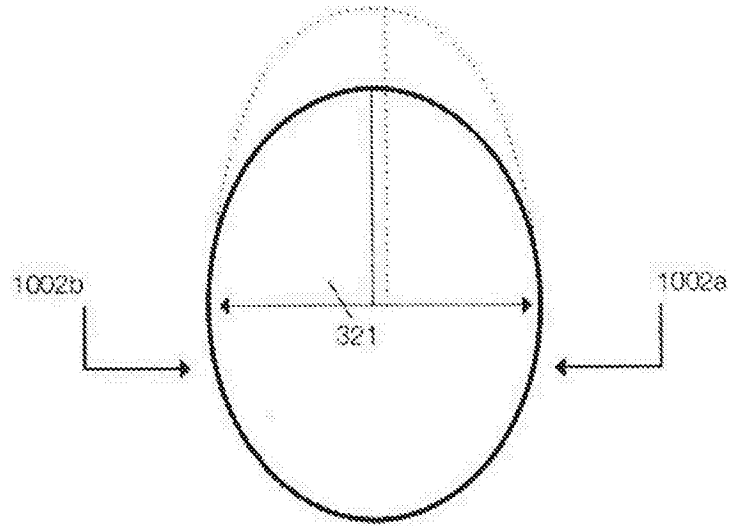


图10