



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104321008 A

(43) 申请公布日 2015.01.28

(21) 申请号 201280072601.2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012.05.18

A61B 3/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

61/602,792 2012.02.24 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014.10.23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/038654 2012.05.18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/126089 EN 2013.08.29

(71) 申请人 诺埃尔·奥米·阿尔平斯

地址 澳大利亚维多利亚

(72) 发明人 诺埃尔·奥米·阿尔平斯

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

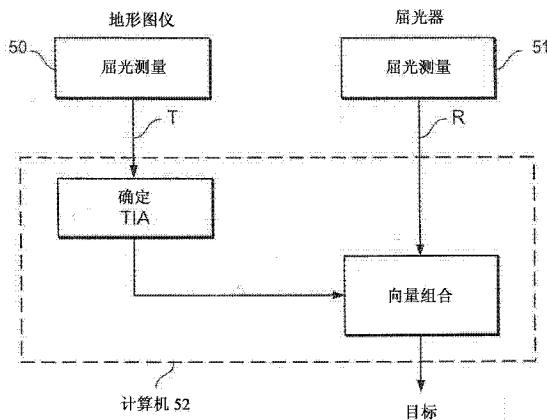
权利要求书2页 说明书24页 附图28页

(54) 发明名称

用于角膜散光分析和向量规划治疗的地形半子午线参数的评估

(57) 摘要

公开了一种技术，其中通过考虑将来自角膜的多个被照亮的同心环的反射图像的地形来确定在眼睛的每个半分区中的地形参数。产生模拟的球柱面以匹配每个环并符合其地形，每个环的地形参数可从该地形获得。组合每个环的所有地形参数并且获得平均累加值，其表示每个半分区的幅度和子午线。通过这些参数，可找出整个眼的单个地形值 (CorT) 以及表示两个半分区之间地形差异 (TD) 的值。半分区的地形值被用在向量规划系统中以在单个步骤操作中获得治疗参数。



1. 一种量化角膜地形散光 (CorT) 的方法, 包括 :

考虑将患者眼睛的至少一部分划分为多个同心环,

为每个环形成曲面, 其中, 所述曲面符合所述相应环的角膜的地形,

确定每个环中的表示所述环的所述角膜地形的所述角膜的参数, 以及

将所有环的角膜参数向量地相加, 并获得表示所述患者的所述眼的角膜的所述部分的角膜地形散光 (Cor TD) 的值的平均累加向量值。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 每个环的所述曲面形成为球柱面。

3. 根据权利要求 2 所述的方法, 其中, 所述球柱面通过最小二乘法获得。

4. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述眼睛的所述部分由其至少一个半分区形成。

5. 根据权利要求 4 所述的方法, 其中, 考虑将所述眼睛的两个半分区分别划分为多个同心环, 所述球柱面符合相应环的所述角膜地形并且提供所述相应环的地形图, 每个环提供所述角膜参数并且当相应半分区的所有所述环的所述角膜参数向量地相加并获得平均值时, 获得所述半分区的 CorT 散光值, 从而在将所述两个半分区的半子午线 CorT 散光值相加时, 获得整个所述眼睛的 CorT 散光值, 其比传统方法更接近明显屈光柱面。

6. 根据权利要求 5 所述的方法, 包括确定在所述两个半分区中的所述半子午线 CorT 散光值之间的差以获得所述两个半分区之间的地形差异 (TD), 所述地形差异是对角膜的地形不规则性的度量。

7. 根据权利要求 2 所述的方法, 其中, 所述环和所述球柱面具有几分之一毫米的窄宽度。

8. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述环以超过 20 的大数量存在。

9. 一种用于执行权利要求 5 的方法的系统, 包括 :

用于照亮患者的眼的角膜以从所述患者的所述眼的所述角膜产生多个反射圆形环的装置,

用于接收所照亮的环以产生所述角膜的所述环的地形参数的计算机辅助视频角膜地形仪装置, 以及

用于在每个环中产生符合所述眼的角膜表面的球柱曲面、用于确定在所述球柱面上的每个环的角膜参数并用于获得表示每个半分区的半子午线 CorT 散光值的所有所述环的平均向量累加值的计算机装置。

10. 根据权利要求 9 所述的系统, 其中, 所述计算机装置另外地执行所述两个半分区的所述半子午线 CorT 值的减法以获得所述两个半分区之间的地形差异的值。

11. 根据权利要求 9 所述的系统, 其中, 所述计算机装置将所述两个半分区的所述半子午线 CorT 散光值向量地相加以获得整个角膜的 CorT 散光的整体值。

12. 一种量化与明显屈光柱面对应的角膜地形散光 (CorT) 的方法, 包括 :

照亮在从最内部环延伸至最外部环的多个同心环上的患者的眼的角膜, 使得所述环的反射图像和在每个环中的多个位置处的地形参数并提供所述角膜的每个所述环的地形图,

在每个所述环中拟合与其地形图对应的模拟球柱曲面,

从每个所述环中选择表示角膜地形散光的地形参数, 以及

向量地组合所选择的所述同心环中的参数以获得构成与明显屈光柱面对应的角膜地形散光 (CorT) 的所有所述环的平均累加地形值。

13. 根据权利要求 12 所述的方法,包括考虑将所述角膜划分为两个半分区并为每个半分区获得单独的半子午线 CorT 散光值。
14. 根据权利要求 13 所述的方法,包括向量地从彼此减去所述半子午线 CorT 散光值以获得所述两个半分区之间的地形差异 (TD) 的值。
15. 根据权利要求 12 所述的方法,包括通过最小二乘法在每个环中形成所述球柱面。

用于角膜散光分析和向量规划治疗的地形半子午线参数的评估

技术领域

[0001] 本文中使用的术语半分区 (hemidivision) 是指眼角膜的半分区，其中上半分区和下半分区构成总角膜。术语半子午线 (semi-meridian) 在技术上是指半分区的参数，但也被用作术语半分区的等效物。

[0002] 本发明涉及确定散光参数以表示从地形的角膜散光计视图导出的角膜的每个半子午线 (半分区) 以用于向量分析和治疗规划。这两个半子午线值 (针对上半子午线和下半子午线) 随后可一起确定幅度和子午线的单个角膜地形图值，以作为模拟角膜散光测量的替代方案并且量化角膜的不规则性 (irregularity)。

[0003] 本发明还涉及向量规划模式，以通过对两个角膜半子午线中的每一个施加不同的激光消融 (ablation) 轮廓来同时实现对自然发生的不规则角膜散光的减轻和规则化。该治疗方案将地形参数和屈光 (波前) 参数相结合，并可被用作针对准分子激光器技术应用的算法，以减轻眼像差并改善视觉性能。

[0004] 本发明还涉及一种用于量化与明显屈光柱面 (manifest refractive cylinder) 校正对应的角膜散光的方法和系统，其与角膜散光的其他常用方法相比更好。当评估和规划散光手术时具有重要临床意义。本技术还可适用于不规则角膜。

发明内容

[0005] 根据本发明的一个方面，通过计算机辅助视频角膜地形仪 (videokeratography) 获得角膜散光计地图并且利用向量求和来确定两个半子午线参数以量化角膜的各半体 (half) 的散光。这些散光幅度可针对从角膜的中心轴指定的 3mm、5mm 和 7mm 的同心带 (concentric zone) 而被加权，从而可随后量化角膜散光和不规则性。也就是说，存在影响分配给 3mm、5mm、7mm 带的加权的两个因素。这些是 1) 与角膜中心轴的接近度；以及 2) 由各个带指定的区域 (area)。基于这些因素，已经发现用于 3mm 带的合适的理论加权系数为 1.2、用于 5mm 带的为 1.0 而用于 7mm 带的为 0.8。在 100 个患者的术后评估中，已发现用于 3mm、5mm、7mm 的加权值是相等的，即分别为 1.0、1.0 和 1.0。外科医生针对每个个体患者的主观评价会影响他或她在这两个范围中分配加权值。下文中我们将分别针对 3mm、5mm 和 7mm 带使用 1.2、1.0 和 0.8 的理论加权系数进行示例说明。

[0006] 使用用于 3mm、5mm 和 7mm 带的加权系数从地形图算出的两个半子午线值允许角膜散光的更具代表性的决定因素。这为向量规划治疗和角膜地形图散光的可靠确定以及用于角膜不规则性的标准提供了参数。这些值还可在手术前或后用于测量经历屈光手术患者的散光矫正结果的成功与否。

[0007] 根据本发明，提供了一种确定在用于诊断和外科治疗的向量分析中使用的表示角膜散光的幅度和轴的参数的方法，包括产生眼角膜的两个半子午线中的每一个的地形测量值的角膜散光计地图，为每个半子午线中的多个带的每一个中的地形测量值分配加权值，以及向量地组合地形测量值的被加权值以获得每个半子午线中表示地形不规则性的幅度

和轴的向量参数,所述向量参数适于在诊断和外科治疗中使用。

[0008] 进一步根据本发明,向量规划技术组合角膜(地形图)和屈光(波前)参数以在单个治疗步骤中减轻并规则化散光。治疗以如下方式确定:首先利用眼部残余散光(ORA)以最佳地减轻散光幅度,其后使用用于两个独立的半子午线的共同屈光目标来规则化现已减轻的角膜散光。

[0009] 所计算的治疗被呈现为单个不对称治疗应用。以这种方式,由主要的(prevailing)ORA引起的无法从眼睛光学系统消除的任意散光被最小化并规则化。

[0010] 本发明的先进向量规划技术能够通过对角膜的每个半子午线独立施加治疗来治疗自然发生的不规则散光。因此,残余散光被最优地最小化和规则化,导致眼像差的减轻以及随后改进最佳校正视力的潜力。

[0011] 因此,进一步根据本发明,提供了一种减轻并规则化所测量的患者眼睛中的散光值以获得用于患者诊断和治疗的目标值的方法,所述方法包括以下步骤:考虑将患者的眼角膜分为上半子午线和下半子午线;测量每个半子午线中的角膜散光和屈光散光值;基于最小化每个半子午线中的眼部残余散光来确定每个半子午线中的地形治疗参数以最大地减小每个半子午线中的地形散光值,以及使用用于两个独立的半子午线的共同屈光参数来规则化因此减小的地形治疗参数,从而在从所述确定步骤至所述规则化步骤的一个步骤中获得用于两个半子午线的最终治疗目标值。

[0012] 仍进一步根据本发明,提供了一种执行本发明的方法以获得手术参数的设备,包括:用于获得表示上半子午线和下半子午线中的眼睛地形的目标参数的器件;用于获得表示每个半子午线的屈光参数的目标参数的器件,以及用于执行如下步骤的计算机器件:通过向量组合地形目标参数和屈光参数来确定用于治疗每个半子午线的目标诱导散光向量参数(TIA),以获得在两个子午线中的相等且被规则化的治疗向量TIA。

[0013] 本发明的另一个目的是提供一种克服已知技术的缺陷的方法和系统。

[0014] 进一步根据本发明,提供了一种方法,其中考虑将患者眼睛分为多个同心环,并且角膜的同心环的至少一部分利用与所选择的环的一部分中的每个环的地形表面一致的模拟曲面来拟合。在每个环的曲面上选择角膜参数并且向量地求和这些参数以获得表示所选的角膜部分的散光的角膜地形值的平均向量累加值。

[0015] 在所选的角膜部分是眼睛的半分区的情况下,环的平均向量表示整个半分区的角膜地形散光值。通过将这些值彼此相减,可确定两个半分区的地形差异的度量,并且通过将这些值相加,可获得整个眼睛的角膜地形散光。

[0016] 根据本发明的特定特征,适合每个环的曲面是通过最小二乘法获得的球柱面(spherocylindrical surface)。

[0017] 本发明还提供了一种用于执行上述方法的系统。

附图说明

[0018] 图1是示出汉弗莱(Humphrey)ATLAS地形图仪上的半子午线的3mm、5mm和7mm带中的平坦和陡峭角膜散光计参数的角膜的地形图示。

[0019] 图2a是示出3mm带的上和下半子午线散光值(未调整)的极坐标图。(比例×2)。

[0020] 图2b是倍角向量图,其中,散光子午线针对3mm带加倍而幅度保持相同,并且向量

差表示地形差异 (topographic disparity) (TD)。(比例 $\times 2$)

[0021] 图 2c 是其中 3mm 带的 TD 轴被分为两半以显示将在眼睛上出现的方向的极坐标图。(比例 $\times 2$)

[0022] 图 3a 是示出相应的上半部分角膜中的 3mm、5mm 和 7mm 半子午线的每一个的加权和未调整的散光参数的极坐标图。

[0023] 图 3b 是示出 3mm、5mm 和 7mm 加权散光参数的头尾求和的倍角向量图, 散光参数在角度上加倍以计算平均上部散光参数。

[0024] 图 4a 是示出在相应的下半部分角膜中的 3mm、5mm 和 7mm 半子午线的每一个的加权和未调整的散光参数的极坐标图。

[0025] 图 4b 是示出 3mm、5mm 和 7mm 加权散光参数的头尾求和的倍角向量图, 散光参数在角度上加倍以计算平均下部散光参数。

[0026] 图 5a 是示出平均上部和下部加权子午线散光值的极坐标图。(比例 $\times 2$)

[0027] 图 5b 是示出上部和下部平均加权子午线散光之间的向量差的倍角向量图, 该向量差被计算为 TD(DAVD)。(比例 $\times 2$)

[0028] 图 5c 是示出来自相应角膜半子午线中的加权参数的上部和下部平均散光的极坐标图。(比例 $\times 2$)。还显示 TD。

[0029] 图 6a 是倍角向量图, 其示出表示 CorT(DAVD) 的上部和下部平均加权散光值的向量求和。

[0030] 图 6b 是与 CorT 一起示出的上部和下部平均加权散光值的极坐标图。

[0031] 图 6c 是示出上部和下部半子午线的每个带的加权和未调整的散光的对比效果的表格图示。

[0032] 图 6d 是示出 CorT 和 Sim K 参数之间的比较的表格图示。

[0033] 图 7a 是示出表示将在眼睛上出现的不规则性的向量度量的地形差异 (TD) 的极坐标图。

[0034] 图 7b 是示出作为以 2 倍角显示的向量的图 7a 的参数的倍角向量图。

[0035] 图 7c 是示出表示将在眼睛上出现的不规则性的向量度量的地形差异 (TD) 的极坐标图。

[0036] 图 8 是示出散光治疗和各个分量值的极坐标图。

[0037] 图 9a 是示出具有其幅度和轴的图 8 中的分量的倍角向量图。

[0038] 图 9b 是分量连同相应幅度和轴的治疗后的倍角向量图。

[0039] 图 10 是示出向量及其幅度和值的治疗的倍角向量图。

[0040] 图 11a 是示出非正交散光及其幅度值和轴的规则化的向量图。

[0041] 图 11b 是示出包括来自步骤 AB 的每个半子午线的由此产生的 ORA 的屈光和地形目标的极坐标图。

[0042] 图 12a 是示出在通过将地形目标移位至实现的共同屈光目标 (目标 RB) 进行的最大散光治疗 (步骤 AB) 之后的非正交散光的规则化的倍角向量图, 其中这是步骤 B-C(BC)。

[0043] 图 12b 是倍角向量图, 其示出在将非正交散光规则化治疗应用于从最大散光治疗 (步骤 AB) 实现的共同屈光目标 (目标 R_B) 之后实现的屈光目标 (目标 R)。

[0044] 图 13a 是示出规则化后对最佳治疗向量求和的倍角向量图。

[0045] 图 13b 是倍角向量图, 其示出将平均治疗 $TIA_{NET\ BCX1}$ 应用于每个屈光目标 (目标 R_b) 以实现目标 R_c , 其中在阶段 2 (B-C) 完成时 $TIA_{BCX1} = ORA$ 。

[0046] 图 14 是示出在通过将地形目标移位至共同屈光目标 (目标 RC) 进行的最大散光治疗 (AB) 和规则化 (BC) 之后的地形和屈光目标的极坐标图, 其中 ORA 在这种情况下是由于两者之间的零轴差导致的屈光和地形目标之间的算术差。

[0047] 图 15 是倍角向量图, 其示出应用于两个术前角膜参数 (T_{SUPA} 和 T_{INFA}) 以实现术前一个手术步骤中的角膜减少和规则化的治疗。

[0048] 图 16 是示出在单个手术步骤中最大散光治疗和规则化之后的术前地形并具有屈光和地形目标的极坐标图。

[0049] 图 17 是用于评估并获得患者眼散光治疗的手术参数的向量规划设备的图形例示。

[0050] 图 18 是用于实施本发明的设备的示意性解释例示。

[0051] 图 19 是照亮其角膜以在角膜上产生一系列环的患者眼睛的图解前视图。

[0052] 图 20 是示出符合来自所选环的数据的球柱状表面的图解图形例示。

[0053] 图 21A 图解地示出极坐标图上的两个所选环的幅度和子午线参数。

[0054] 图 21B 示出倍角向量图上的图 21A 的参数。

[0055] 图 21C 示出了极坐标图上的两个所选环的累加值。

[0056] 图 22 示出了单独针对环 7 和针对环 0-9 的原始轴向屈光力 (power) 数据。

[0057] 图 23 示出了 ORA 的自举标准偏差。

具体实施方式

[0058] 计算机辅助视频角膜地形仪 (CAVK) 的进步已经通过提供关于角膜形状的详细信息来辅助外科医生。由地形图仪提供的角膜散光计视图 (图 1) 显示了角膜的不同同心带的角膜屈光力和曲率半径, 并提供了比当前激光所需的以提供对称屈光角膜治疗更多的信息。角膜散光计视图还通常提供模拟角膜散光计 (Sim K) 值, 其是角膜散光在 3mm 带的定量描述符, 作为在 1980 年代 CAVK 技术引入的时候获得等效角膜散光测量的一种尝试。

[0059] Sim K 值通常会遇到的困难是选择子午线的算法有时在弓形交叉 (bow tie) 表明非正交特性的地方是不稳定的。地形装置可以与其从弓形交叉子午线或其中的某处延伸的子午线选择不一致。这里该技术通过从三个 (内侧、中间、外围) 带上的角膜散光图获得向量求和平均幅度和子午线, 提供了角膜地形散光值 (CorT) 中的相关性和一致性。

[0060] 当前, 地形图仪不提供有用地表示角膜的两个半子午线的一致数值。除了 Sim K 幅度和子午线值利用的近中心 3mm 带, 没有一个散光值表示整个角膜。这两个向量半子午线值是导出量化表示整个角膜散光的单个值的必须且有用的参数。它们同样也是非对称治疗过程的向量规划所必须的, 从而通过角膜参数测量不规则性以及量化散光矫正结果的成功程度。本发明尝试从当前能够获取的图 1 所见的角膜地形图仪的地图中的数据来导出这些值。

[0061] 使用来自以角膜的中心轴划线限定的 3mm、5mm 和 7mm 带 (即分别来自 0-3mm、3mm-5mm 以及 5mm-7mm 的区域) 的角膜散光参数, 能够通过向量求和过程来使半子午线值精确以更加可靠地确定角膜地形散光的子午线和幅度。

[0062] 图 1 中的地形图显示两个平坦 (flat) 和两个陡峭 (steep) 的角膜散光计幅度以及它们各自针对三个带中每一个带的子午线。用于规划治疗和评估可能的散光矫正结果的最适用的地形读数是 3mm 带的地形读数, 这是由于主要是这一尺寸与瞳孔及视轴 (visual axis) 相符。通过建立这两对角膜的不规则性的最小幅度或两对的 TD 来确定对用于 3mm 带最合适的角度散光参数的配对。也就是说, 使用平坦 / 陡峭的一个组合来确定 TD, 以及将这个组合在幅度上与其他平坦 / 陡峭组合比较来找出这两个选择的最小值 (图 2a、图 2b 和图 2c)。

[0063] 一旦建立了用于 3mm 带的合适配对, 通过计算 5mm 带中的每个陡峭子午线相对于上述步骤 1 所确定的 3mm 陡峭子午线之间的最小角度差来确定 5mm 带中的对应的陡峭子午线。然后针对 7mm 重复地比较该角度差与 5mm 带的参数。然后对平坦子午线应用该相同的过程。通过针对每个带的平坦和陡峭参数之间的算术差来确定针对那个带的散光幅度, 以其是最陡峭子午线的方位。

[0064] 该结果是角膜的上半子午线的三个散光值 (3、5 和 7mm 带) 和角膜的下半子午线的三个散光值 (3、5 和 7mm 带)。基于任意外科治疗范例 (paradigm) 中的 3mm、5mm 和 7mm 带的重要性, 对每个带给予加权, 相称地使内侧增加以及使外侧缩减, 而中间不变化: 针对 3mm 带 $\times 1.2$ (最适用)、针对 5mm 带 $\times 1.0$ 、针对 7mm 带 $\times 0.8$ (最不适用) (图 3a 和图 4a)。

[0065] 图 5a 的极坐标图显示了将出现在眼睛上的两个求和向量均值 - 一个在上半子午线中并且另一个在下半子午线中。这些地形图散光值将用在向量规划中, 这将在下文中描述。

[0066] 为确定整个角膜的不规则性, 将上述 3、5 和 7mm 带的加权计算在内, 通过再次将该轴加倍至 DAVD 上来计算这两个散光之间的向量差 (图 5b)。通过在 DAVD 上结合从上平均散光起始且在下平均散光结束的合成 (resultant) 向量并随后将其返回至起始处并二等分以确定其实际方向, 确定 TD 的最终子午线。以这种方式量化的角膜不规则性称为地形差异 (TD), 并以屈光度和度数表示。这提供了数值, 如其将显示在眼睛上 (图 5c)。

[0067] 为确定整个角膜地形图散光 (CorT) 以表示整个角膜, 使用 T_{sup} 和 T_{inf} 加权值来计算向量求和均值 (图 6a 和图 6b)。这将整个角膜描述为由角膜地形使用对 3、5 和 7mm 带的合适加权 (如在上例中所示) 而量化。这优选为模拟角膜散光计值 (Sim K), 其全部从具有有时显示在所选择的子午线中的易变性和非一致性偏差的 3mm 带导出。

[0068] 由地形图提供的同心角膜带 (即, 在 3mm、5mm 和 7mm 处) 被用来获得各自表示角膜的一半的两个半子午线值, 并且被用于加权每个带的相关度以及在随后确定角膜不规则性。该技术评估地形差异 (TD) - 不规则散光的向量度量, 其被计算为 720 度倍角向量图 (DAVD) 上的上部和下部值显示之间的屈光距离。已观察到增加的 TD 和眼部残余散光 (ORA) 之间的直接比例关系。

[0069] 量化眼睛内部像差 (aberration) 的 ORA 被计算为角膜散光参数和屈光散光参数之间的向量差, 并且具有以屈光度表示的幅度和以度数表示的方位。

[0070] 在手术前在 100 个健康散光角膜的群组中, TD 和 ORA 之间的关系已被示出为很显著。0.75D 或更小的 ORA 和 TD 幅度被认为是正常的, 其不妨碍获得良好的散光校正结果。然而 1.00D 以上的幅度则可显示出对内部像差的过高程度或具有潜在不利结果的角膜不规则性的显著相关, 从而矫正散光的激光屈光手术或切口手术的矫正散光的可实现结果是

有限的。出于该原因,外科医生可能决定将不治疗或不使用向量规划作为治疗范例来优化或减小在这些情形中残余的角膜散光的合成量。

[0071] 图 6c 显示了加权求和向量平均值 (T_{SUPav} 和 T_{INFav}) 的重要性。7mm 带未调节散光幅度,相对于相应的上半子午线的 1.06D,下半子午线的 1.74D 是相对较大的。在上半子午线和下半子午线中,针对未调节参数,7mm 散光值大于 3mm 和 5mm 的散光值。通过使下半子午线“减幅”0.06D 而仅使上半子午线“减幅”0.01D 来突显求和平均向量的重要性。

[0072] 能够确定两个加权半子午线值 T_{SUPav} 和 T_{INFav} 的求和向量均值(图 6d)以计算有效总角膜地形图散光,在这里被描述为 CorT 值 (0.91D@91)。对 Sim K (0.88D@102) 和 CorT 值之间的关系的检查揭示了类似的幅度(都小于算术平均值),由于三个带的陡峭子午线不共线,这可能是评估角膜地形图散光的相似效果。然而 CorT 的子午线在顺时针方向上排列靠近 T_{SUP} (85 度) 和 T_{INF} (275 度),并因此通过将 7mm 带方位的影响计算在内可能更能表示总角膜散光子午线。几乎为 10 度的差异 (91 度的 CorT 子午线相比于 102 度的 Sim K 子午线) 会是手术切口或激光规划期间需要计算在内的重要量。

[0073] 注意到三个带中的每个单独的分量的线性缺乏度越大,Sim K 或 CorT 表示的有效规则散光越小是重要的。针对内侧和外侧带分别地从单位 1(unity) 增加和减少 20% 的值是在该阶段理论评估的实例,并能够在将来根据经验和种群研究进行修正。3.0D 的三个加权带值的总和等于三个未调节单位 1 值之和,从而该调节过程没有产生散光的净增加或净减少。

[0074] Sim K 幅度和加权 CorT 幅度的紧密度还表明了该非线性现象的并联效应,以及 CorT 如何有效地表示整个角膜。CorT 的特别益处在于通过利用 T_{SUP} 和 T_{INF} 半子午线分量的向量求和及平均值来识别最相关子午线中的精确性和一致性。

[0075] 该技术在角膜参数被包括在使用向量规划的屈光治疗方案内的情况下提供了额外的安全性。多个值的向量平均减轻了在诸如 CAVK 的自动测量过程中可能出现的任何测量伪迹 (artefact) 或实际溢出值 (outlier) 的影响。

[0076] 该计算半子午线值以量化角膜散光的方法结合来自角膜的两个半体的 3mm、5mm 以及 7mm 带的每一个的角膜散光幅度和子午线。这两个半子午线值反过来可进行向量求和来提供角膜地形散光值 - 通过角膜地形确定的量化眼睛的整个角膜散光的 CorT。该值相比当前利用的 Sim K 值具有更多益处。算出的半子午线值还能够提供角膜不规则性的向量值 - 地形差异。这能够与 ORA 值一起在规划矫正散光的屈光手术时被用于会诊套件中,作为基本术前参数以确定患者良好视觉结果的适宜性和可能性。

[0077] 所描述的技术还允许通过提供因子以分配它们在测量子午线处的幅度的更大或更小相关性来为经调节的加权提供接近视轴或远离视轴的值。所导出的半子午线值各自表示角膜的一个半体,并且能够被并入作为治疗参数以在向量规划治疗过程中精确地量化通过屈光参数解决所需的角膜散光。在针对先天性不规则散光协同治疗的向量规划过程中使用这些半子午线值结合角膜和屈光参数可以潜在地导致在角膜散光矫正结果中的更大一致性,只要在常规激光视觉矫正过程中提供针对整个视觉结果质量进一步精确的机会。

[0078] 使用图 1 中的参数:

[0079] 步骤 1、确定平坦和陡峭子午线的合适配对。

[0080] (i) 为确定平坦和陡峭参数的合适配对,从 3mm 带中的数值计算最小 TD 幅度。

- [0081] 第一对 (图 2a、图 2b 和图 2c) -
- [0082] 40.46/41.23@90 (0.77D@90) 上半子午线
- [0083] 40.68/41.54@294 (0.86D@294) 下半子午线
- [0084] TD = 0.67D
- [0085] 可替代配对 -
- [0086] 40.68/41.23@90 (0.55D@90) 上半子午线
- [0087] 40.46/41.54@294 (1.08D@294) 下半子午线
- [0088] TD = 0.82D
- [0089] 第一配对具有较低的不规则值,由此被选择以提供针对各带的调节的散光值。
- [0090] 步骤 2、对从 (i) 选择的平坦 / 陡峭参数应用合适的加权。(图 3a 和图 4a)
- [0091] 3mm 带 :
- [0092] 0.77D@90 (上半子午线) × 1.2 (针对 3mm 带的加权) = 0.92D@90
- [0093] 0.86D@294 (下半子午线) × 1.2 (针对 3mm 带的加权) = 1.03D@294
- [0094] 步骤 3、通过选择角距上最接近 3mm 带中角膜散光读数的那些来匹配 5mm 带中的相应陡峭和平坦角膜散光读数。
- [0095] 5mm 带 :
- [0096] 41.13/41.87@100 (0.74D@100) 上半子午线
- [0097] 0.74D@100 × 1.0 (针对 5mm 带的加权) = 0.74D@100
- [0098] 41.17/42.45@276 (1.28D@276) 下半子午线
- [0099] 1.28D@276 × 1.0 (用于 5mm 带的加权) = 1.28D@276
- [0100] 步骤 4、再次通过选择角距上最接近 5mm 带中角膜散光读数的那些来匹配 7mm 带中的相应陡峭和平坦角膜散光读数。
- [0101] 7mm 带 :
- [0102] 42.18/43.24@66 (1.06D@66) 上半子午线
- [0103] 1.06D@66 × 0.80 (用于 7mm 带的加权) = 0.85D@66
- [0104] 42.30/44.04@260 (1.74@260) 下半子午线
- [0105] 1.74D@260 × 0.80 (用于 7mm 带的加权) = 1.39D@260
- [0106] 步骤 5、使用头尾求和以计算合成的上半子午线和下半子午线平均散光 (图 3b 和图 4b)。
- [0107] 累加的向量平均值上部散光 = 0.74D@85T_{SUPav}
- [0108] 累加的向量平均值下部散光 = 1.10D@275T_{INFav}
- [0109] (图 5a)。
- [0110] 步骤 6、T_{SUP} 和 T_{INF} 的向量差。
- [0111] 加倍平均上部向量平均散光和平均下部向量平均散光 (T_{SUPav} 和 T_{INFav}) , 并且在 DAVD 上确定向量差以屈光度和度数提供角膜不规则性或 TD。
- [0112] TD = 0.48D A × 111 (图 5b 和图 5c)。
- [0113] 步骤 7、向量相加 T_{SUP} 和 T_{INF} 以得到 CorT 值。
- [0114] 对上部和下部散光值进行头尾求和以导出角膜地形散光值 (CorT) , 其以相等幅度和 180° 的间隔表示在两个半子午线上。

[0115] 0.91D@91

[0116] 0.91D@271

[0117] 显著眼睛像差会降低视觉质量和数量,导致眩目、晕疵、在晚上光线的星爆以及最佳矫正视力的整体降低的症状。这些通常发生在不规则散光的情形中,并能够通过像差计来定量测量。像差的精确测量还能够通过角膜散光值和屈光散光值的向量差来计算,从而量化内部(非角膜)像差。

[0118] 向量规划技术是能够使得角膜参数与屈光参数得以组合以用于散光优化治疗的系统范例。

[0119] 先进向量规划允许使用 LASIK 或 PARK 针对角膜的每个半子午线对自然发生的不规则散光进行治疗。相比仅使用地形或波前屈光值,该过程提供了视觉结果改进的可能性。

[0120] 角膜散光幅度和 / 或轴与屈光散光幅度和 / 或轴之间通常有存在差异。在该情形中这通过眼部残余散光 (ORA) 来量化。ORA 是算出的向量值,其量化由地形散光和二阶像差散光之间的差异引起的眼内像差。更高量的 ORA 与更大量的地形差异 (TD) 直接成比例,该 TD 如在前示出作为算出的向量值以量化角膜不规则性。通过使用向量规划来最小化合成 ORA 来减少视觉像差能够改善眼睛的视觉性能。

[0121] 下文中描述独立地对角膜的每个半子午线应用向量规划。

[0122] 为进一步改进准分子激光手术中的当前散光和视觉结果,两条治疗原则是重要的。首先,最大化地降低按照地形和屈光两者检查的散光总和(其将是由 ORA 量化的最小值)。其次,在角膜上的最小散光残余优选地留在常规状态。在此之前这两条原则已被独立地详述用于自然发生的规则和不规则散光。

[0123] 向量规划能够以如下方式最大化地降低散光:合成地形和屈光散光目标的和(即, ROA) 处于该单独眼睛的唯一参数的最小值处。该残余散光在地形和屈光模式(modality) 之间以优化方式来最佳分配。净效果 (net effect) 是在角膜上留下更少的散光残余,以及以降低的更低阶和更高阶视觉像差潜在地实现更好的视觉结果。

[0124] 自然发生的不规则散光是在进行激光手术的人群中是普遍存在的,并且是能够使用 TD 评估而被量化的。该向量值具有幅度和轴,并以屈光度表示,如前所述的在先前研究中 43% 的眼睛具有高于 1.00D 的值。它在 720 度倍角向量图 (DAVD) 上被计算为表示地形图的每个半体的两个相对的半子午线散光值之间的间隔 (separation) (图 1a、图 1b 和图 1c)。注意所观察到的直接相关关系,即角膜的不规则性 (TD) 越高, ORA 越大。

[0125] 为最大化地降低散光,用于屈光散光(显性或波前)的一个共同值能够分别用两个不同的地形散光值计算;如所知的,角膜的每个半子午线一个,例如图 6a 至图 6d 所示。图 6d 示出了作为 T_{SUP_A} 和 T_{SUP_A} 的算数平均值的 CorT,其使用加权的 3mm、5mm 和 7mm 值最佳地表示角膜散光。使用波前或显性折射的当前实施方式仅确定针对包括角膜的整个眼睛的单个屈光柱面值。对所产生的降低的但仍不规则的角膜散光进行调节的额外步骤有益于实现正交的和对称的角膜,并因此实现了眼睛潜在的最佳视觉。

[0126] 根据本发明的治疗过程顺序地将这两个基本治疗步骤组合为一个。首先,以优化的方式利用地形和波前参数两者来最大化且优选地减轻散光(从 A 至 B 的步骤),接着,规则化残余角膜屈光(从 B 至 C 的步骤);这两个单独的步骤能被合并为单个步骤治疗过程,从 A 的术前散光状态到最终正交对称目标 C 处的计算。

[0127] 针对自然发生的不规则散光的治疗范例

[0128] 1、散光的最优减轻（步骤 A 至 B）。

[0129] 图 7a 显示了散光参数的 360 度极坐标（非向量）图，其通过地形图和屈光测得，其中这两个术前测量值在幅度或方位上彼此不对应。由于如图 6 所示的，上地形半子午线值 (TSUP) 与下地形半子午线值 (TINF) 在幅度和方位上都不相同，因此角膜散光是不规则的，使得角膜非对称且非正交。使用波前（二阶 Zernike 3 和 5 柱面散光）或显性参数的屈光散光 (R) 被显示为针对上角膜半子午线和下角膜半子午线的共同对称正交值。

[0130] ORA 的计算

[0131] 需要计算以最大地减轻存在的散光的第一参数是 ORA - 它是在角膜平面上屈光散光和角膜散光之间的向量差。

[0132] 存在的散光能够通过屈光和地形分量的简单算术求和来量化。这量化被校正的散光总和量，以及由 ORA 量化的比例是不可校正的。在存在有角膜不规则性的情况下，能够针对图 7a 所示的两个半子午线中的每一个分别计算 ORA，其中，ORA 是每个半子午线的地形与屈光参数之间的向量差。ORA 的中和 (neutralization) 必须发生在角膜上或在眼镜中、或在操作参数被优化的情形中为这二者的组合（图 8 显示了相应的治疗向量）。这里所选择的用于分配 ORA 校正的侧重度 (emphasis) 是按照 40% 地形以及 60% 屈光 - 这在之前被计算为平均并用于向量规划研究中。

[0133] 每次分配能够因具体情况而异，并且取决于外科医生想要达到的理论地形和屈光的比例目标。在可能的情况下，这些目标旨在将角膜散光降低至 0.75D 以及将眼镜屈光柱面降低至 0.50DC 或更少。在不可实现的情形中，由于 ORA 大于 1.25D，则如前所述的另一侧重度选项会是合适的。不管侧重度在于如何优化处理 ORA，当地形和屈光散光目标之和等于 ORA 时，将在任何眼睛的视觉系统中治疗最大量的散光。在手术前计算 ORA 允许治疗最大量的散光并且残留在角膜上的量被最小化至更可接受的水平。

[0134] 以最小 ORA 残余来最优地减轻散光的治疗计算 (TIA)

[0135] 用于针对每个半子午线散光治疗的目标诱发散光向量 (TIA) 是变陡效应 (steepening effect)，并因此与正被最大消融的轴对齐。TIA 是术前散光和其识别的目标之间所需的向量差或治疗。该治疗向量能被分别施加至每个半子午线 ($TIA_{SUP\ AB}$ 和 $TIA_{INF\ AB}$)，它们由于表示各半子午线的不同地形值 T 而在幅度和子午线上都不同。这能够表现在 DAVD 上 - 也就是说，TIA 向量在轴上加倍而在幅度上不变，然后将其施加至它们相应的术前地形值 (DAVD 上在它们陡峭子午线的两倍处)。这导致了从 A 至 B 的散光减轻的地形目标 (目标 $T_{SUP\ B}$ 和目标 $T_{INF\ B}$)，其仍保持非对称和非正交 (图 9a)。该相同过程可使用治疗向量 $TIA_{SUP\ AB}$ 和 $TIA_{INF\ AB}$ 应用至共同屈光散光以实现两个屈光目标 (图 9b) - 每个半子午线一个 - 尽管在实际中仅利用一个屈光目标。

[0136] 为确定对称屈光柱面目标 (目标 R_B)，通过在 DAVD 上对所应用的 $TIA_{INF\ AB}$ 和 $TIA_{SUP\ AB}$ 以头尾方式求和的方式来计算总体净治疗效果 ($TIA_{NET\ AB\times 2}$) (图 10)。图 10 显示了示出对最佳治疗向量 $TIA_{SUP\ AB}$ 和 $TIA_{INF\ AB}$ 求和以计算屈光散光的平均应用治疗 ($TIA_{NET\ AB\times 2}$) 的 DAVD。由于添加了两个向量 $TIA_{SUP\ AB}$ 和 $TIA_{INF\ AB}$ ，因此将 $TIA_{NET\ AB\times 2}$ 幅度除以 2。然后将 $TIA_{NET\ AB\times 1}$ (由于累加了两个参数因此将幅度减半) 应用至产生一个共同屈光目标 (目标 R_B) 的术前柱面屈光的每个半子午线显示 (图 11a 显示了正交和对称“上”和“下”屈光作为一对 - 由于间

隔 360° 它们在 DAVD 上彼此叠加)。其与合成的屈光和地形目标、以及上和下 ORA 一起在图 11b 中显示。

[0137] 该最优结果用于残余散光的最小量 - 其等于通常解决整个眼睛的内部像差的眼部残余散光 (ORA)，并且在该情形中是针对每个半子午线分别计算的。

[0138] 使用最小残余 ORA 的规则化步骤 (步骤 B 至 C)

[0139] 然后对从上述散光的最优减轻得到的每个相应角膜目标 (目标 T_{SUP_B} 和目标 T_{INF_B}) 应用第二次治疗 ($TIA_{SUP_{BC}}$ 和 $TIA_{INF_{BC}}$) 以得到对称和正交角膜散光结果。这通过命中从图 12a 所示的第一步骤 (步骤 A 至 B) 得到的屈光柱面目标 (目标 R_B) 而完成。图 12b 中显示了上半子午线和下半子午线的合成屈光目标。通过再次以头尾方式平均上下 TIA_{BC} 以及将该值 ($TIA_{NET_{BC \times 1}}$) 加上目标 R_B (图 13a 和 13b) 来计算规则化的第二步骤 (B 至 C) 的最终对称屈光柱面目标 (目标 R_C)，由此导致共同屈光柱面和地形被对齐，如图 14 所显示的。

[0140] 通过有效地对每个目标 R_B 的 $TIA_{NET_{BC \times 1}}$ 治疗，从 B 至 C 的屈光变化将每个单独的 ORA (ORA_C) 量化成为在与规则化角膜的相同步骤中限定 (图 14) 的最小可能值。

[0141] 图 10 示出了 DAVD，其与其幅度和轴一起示出向量的最佳治疗的总和。

[0142] 在一个步骤中最大地优化降低和调节 (A 至 C)

[0143] 通过瞄准从最大化地且最优地减轻现有角膜不规则散光的第一过程得到的来自步骤 A 至 B 的目标屈光 (目标 R_B)，计算在一个步骤中实现散光的最大化地最优减轻连同对称正交角膜所需的半子午线治疗 (针对上半子午线的 $TIA_{SUP_{AC}}$ 和针对下半子午线的 $TIA_{INF_{AC}}$)。然后将这些治疗应用至术前角膜值 (T_{SUP_A} 和 T_{INF_A})，如图 15 所示，用以实现在一个手术治疗步骤中进行减轻和规则化的目标。图 16 显示了在个单手术步骤中的散光最大治疗和规则化后的连同屈光和地形目标的上部和下部治疗。

[0144] 透明角膜的功能可被比作透明窗格 (window pane) 的特性。正如玻璃的平坦窗格中的翘曲引起观察者透过玻璃观察时的传输轮廓的变形，同样的，角膜的不规则性减少了穿过其的平行光线的相等间隔布局。使用以现有升高的高阶散光 (HOA) 穿过角膜的光图像的点扩散函数，透过不规则角膜观察时的变形经历能被显示在像差计上。

[0145] 在通常实施的角膜散光对称治疗中，不论散光是规则的或不规则的，在角膜 = 和屈光散光值之间通常存在不同。单独通过屈光值的传统治疗使得所有非角膜散光 (由 ORA 量化) 保留在角膜上以中和眼睛的内部像差。这能够在多于 30% 的通过针对近视和散光的激光视力矫正治疗的眼睛中合计超过一个屈光度，以及比术前存在的角膜散光多 7%，这导致由此手术引起散光的整体增加。

[0146] 类似的，单独通过波前参数的净治疗效果在于比本需过量的散光留在角膜表面。HOA 像差治疗的第二个不期望效果是在不特别尝试规则化角膜的情况下于光线到视网膜的光径上创建角膜表面的不规则性以中和角膜表面后的那些不规则性的必要性。

[0147] 在具有大瞳孔和显著 HOA 的患者中，波前像差测量无疑是重要的且有用的诊断模式，以创建非球面角膜并改善球面视觉结果。然而，该技术的固有缺点在于在角膜表面上测量并永久中和的像差可能是与透镜有关的 (lenticular) 或敏感的，并且因此基于随时间不稳定的变量创建永久的变化。

[0148] 这些更高级紊乱的显著性可能是视觉皮层和 / 或视觉皮层上散光的枕骨感知，其影响显性屈光是单独使用散光计基本不可测量的且被从治疗排除的。在显性屈光是专用引

导范例时,这些非光学散光影响在应用至角膜及其生成形状的治疗上具有显著效果。在传统的屈光治疗中,这些问题完全没有被任何地形输入而缓和。

[0149] 依靠单独使用波前值作为治疗模式具有较大的理论和实际障碍,这也被其他作者所意识到。在治疗过程中的向量规划的关键益处在于将术前角膜散光参数与那些用于屈光波前散光的参数以对称方式组合的能力。这样,能够保护角膜以免受被认为是不利的散光(诸如逆规性散光或偏斜的散光)的影响,并因此避免在这种情况下的残余的过度散光以及随之而来的更高阶的像差,诸如彗形像差(coma)或三叶形像差(trefoil)。使用所述的技术,在角膜上保持中性的任何不可避免的ORA能够留在正交对称(规则)状态,从而降低它们经过角膜时导致的平行光线变形。这样,以减轻的且规则化的角膜散光以及潜在减小的像差可以获得最佳的视觉结果。

[0150] 图8和图9显示了散光的最大化减轻。瞄准更少的角膜散光理论上把残余散光比例移至屈光水平。在实践中已示出其在测量和评估实际术后显性屈光时小于预期。利用非对称角膜散光治疗的向量规划技术(图8)尝试最小化由ORA量化的非角膜散光,从而获得角膜和屈光值之间的最大对应关系并潜在地改善感知图像的光学质量。这两者之间的最大可能等效值可能最小化眼内的低阶和高阶光学像差两者。参照图8,不规则散光的治疗通过将最佳非对称治疗($TIA_{SUP\ AB}$ 和 $TIA_{INF\ AB}$)应用于每个角膜半子午线来实现。最大散光的矫正被表示为步骤A-B(AB)。

[0151] 可以预料到的是,波前测量在将来可以更好地利用角膜上两个分开的地形值匹配分别针对一个子午线的两个不同的屈光值,从而利用针对每个角膜半子午线的单独的屈光和地形测量值。这种组合的治疗范例比单独使用波前或地形参数具有改善最佳矫正向量分析(BCVA)的更大潜力。有效地矫正不规则散光的理想消融形状将由椭圆来确定,该椭圆具有针对每个半子午线的修正尺寸。该椭圆可呈角度地布置为实现非正交和非对称治疗要求。

[0152] 通过在角膜的主子午线之间的轮廓上创建渐进(gradual)且波动的(undulating)变化来获得处理角膜的这些非对称和非正交值所需的治疗变化。平滑连续变化比粗糙陡然变化具有更大的前景以持续抵抗上皮愈合(epithelial healing)的自然力(其随时间可能平滑任何局部施加的不平整)。

[0153] 在不规则散光的情形中,向量规划方法能够扩展以精确结果。在矫正球形和不规则柱面的单角膜手术完成时,针对角膜的每个单独半子午线利用非对称向量规划及单独散光治疗方案将可能产生更少的整体散光以及更规则的角膜轮廓。将这些算法并入将来的准分子激光技术中将潜在地改善当前通过激光视力矫正中的球柱面治疗所获得的结果。

[0154] 用于散光的最大化减轻和角膜规则化的治疗计算

[0155] 该过程中的第一步骤是散光的最大化减轻,并被称为步骤A至B(AB),而角膜规则化的第二步骤则被称为步骤B至C(BC)。

[0156] 术前参数显示于图7a中。

[0157] 上部地形 2.60D@130

[0158] 下部地形 1.90D@278

[0159] 波前屈光 -3.24DS 1-1.80DC×18 (BVD = 12.5mm)

[0160] 单独的半子午线散光治疗($TIA_{SUP\ AB}$ 和 $TIA_{INF\ AB}$)显示在图8中,并针对上半子午线

利用现有的 1.82D A×59 的 ORA 基于 40% 球形化角膜 160% 球形化屈光柱面的侧重度来计算。下半子午线的治疗同样基于应用至现有 0.67D A×340 的 ORA 的 40% 球形化角膜 60% 球形化屈光柱面。在角膜的每个半子午线中治疗最大量的散光而不管针对 ORA 所选的侧重度。

[0161] 术前地形和目标地形之间的向量差通过中和 ORA 的侧重度所确定，并且等于针对每个半子午线的散光治疗 (TIA)。地形目标 (目标 $T_{INF\ B}$ 和目标 $T_{SUP\ B}$) 显示于图 9。

[0162] 当这两个半子午线之间的 TIA 不同时，需要计算 TIA 的求和 ($TIA_{NET\ AB}$) 或平均 (图 10) 以确定对屈光散光的组合效果。使用对 $TIA_{SUP\ AB}$ 和 $TIA_{INF\ AB}$ 的头尾求和然后除以 2 (由于在求和计算中包含两个值) 来计算治疗向量的平均 $TIA_{NET\ AB}$:

[0163] $1.87D\ A\times29+1.71D\ A\times194=1.730A\times22$

[0164] 将平均治疗向量 $TIA_{NET\ AB}$ 加到针对两个半子午线的每个 $+1.63A\times108$ 屈光值的共同对 (然后该轴随后被等分以转换为将在眼睛上显示的极坐标图)，从而获得图 11 所显示的屈光柱面目标 (RB) :

[0165] $1.63A\times108+[+1.73A\times22]=+0.25A\times53(RB)$

[0166] 为调节角膜，地形目标 (目标 $T_{INF\ B}$ 和目标 $T_{SUP\ B}$) 在散光的最大优化减轻的第一步骤 (步骤 A_B) 之后具有被添加以瞄准 $+0.25D\ A\times53$ 的初始屈光柱面结果 (目标 R_B) (图 12 所显示的 DAVD 上的轴 106) 的第二治疗 ($TIA_{SUP\ BC}$ 和 $TIA_{INF\ BC}$)。

[0167] 在该例中，合成地形 (目标 $T_{INF\ C}$ 和目标 $T_{SUP\ C}$) 和再次通过向量添加这两个治疗 $TIA_{SUP\ BC}$ 和 $TIA_{INF\ BC}$ 算出的最终屈光 (目标 R_C) 是对齐的 (图 14)，其在目标 R_B 从合成净屈光变化移向目标 R_C 时导致最小残余 ORA。

[0168] 残余 ORA，即最终地形和屈光柱面目标之间的向量差，位于最小值。地形目标等于 0.25D@53，并由散光的最大化减轻以及规则化角膜第二治疗 ($TIA_{SUP\ BC}$ 和 $TIA_{INF\ BC}$) 的调节和效果所得到。第二过程 (BC) 的这些规则化变化通过移动等于合成的 $0.620A\times53$ 最终 ORA 的量来改变屈光目标 (目标 R_B) → 7 目标 R_C = $0.870A\times53$ 。

[0169] 用于不规则散光的最大化减轻和规则化的一个步骤治疗 (步骤 A 至 C)

[0170] 在一个步骤中最大地减轻 (AB) 并规则化 (BC) 散光所需的治疗以从步骤 AB 算出的瞄准屈光目标 (目标 R_B) 的两个术前矫正值 (T_{SUP} 和 T_{INF}) 开始。这里单个步骤治疗 (图 15 中的 $TIA_{SUP\ AC}$ 和 $TIA_{INF\ AC}$) 是步骤 AB (图 9) 和步骤 BC (图 12) 中算出的 TIA 上部治疗向量和 TIA 下部治疗向量的相加。

[0171] 术前参数

[0172] 上部地形 $2.60D@130$

[0173] 下部地形 $1.90D@278$

[0174] 治疗

[0175] 上部 $TIA_{AC}=2.820A\times131(TIA\ SUP\ AB+BC)$

[0176] 下部 $TIA_{AC}=1.910A\times102(TIA\ INF\ AB+BC).$

[0177] 目标

[0178] 上部地形 $0.25D@53$

[0179] 下部地形 $0.25D@233$

[0180] 屈光目标 (目标 R_C) $+0.87D\ A\times53$

[0181] 因此获得对称和正交结果。

[0182] 图 17 是用于执行这里所述方法的设备的图解例示。

[0183] 这里能够看出用于产生角膜地图的地形图仪 50, 从所述角膜地图中, 能够获得 3mm、5mm 和 7mm 带内的角膜值。图 17 还示出了屈光测量装置, 其能够确定患者眼睛的屈光状况。从地形图仪 51 和屈光测量装置 52 获得的参数被供给计算机 53, 后者执行前述操作以针对半子午线产生地形图参数 T_{sup} 和 T_{inf} 、以及 TD 和 $CorT$ 及用于 TIA_{sup} 和 TIA_{inf} 的参数, 这些参数将提供最大的地形减小和最小的 ORA。

[0184] 根据下文描述的优选实施方式, 代替测量 3mm、5mm 和 7mm 带内的地形参数, 在整个角膜上测量地形参数以获得整个眼睛的 $CorT$ 值, 该值可以用于向量规划并用于获得先前描述的手术治疗的 TIA 向量。

[0185] 图 18 图解地示出了用于获得患者眼睛的角膜地形散光值的系统。眼睛利用生成多个同心圆形 (所谓的 placido 环 r , 下文中简称为环) 的装置 d (图 19 中所示) 来照明。来自装置 d 的光从眼睛的角膜表面反射至角膜散光计透镜或照相机 p , 其产生与每个环中的眼睛的角膜表面的形状对应的环的图像。装置 d 和照相机 p 可以组合成共同单元。另一个装置, 比如计算机辅助视频角膜地形仪 k , 从照相机 p 中读取通过来自角膜上的环的反射光产生的图像, 从而在每个环周围产生大量参数。将这些参数输入计算机 c 的中心处理单元, 其中根据本发明处理参数以产生与角膜地形散光有关的输出结果。

[0186] 图 19 示出了角膜 C , 其中示出了多个环 r 。

[0187] 在特定实例中, 示出了 22 个环, 但该数量可改变, 但一般而言应该至少为 18 以实现精确结果。环径向向外编码为 0 至 21。环在眼睛的光学中心周围是同心的并且来自装置 d 的环均匀间隔开。由角膜反射的光的环根据眼睛的角膜散光的功能 (function) 变得扭曲。环相对狭窄, 仅为几分之一 1 毫米。环的宽度在角膜表面的上升区域中减小, 然而宽度在环的更平坦区域中增加。视频角膜地形仪 k 产生来自环的反射光的所谓的轴向屈光力测量值。

[0188] 来自多个患者的环的反射光的轴向屈光力测量值使用计算机辅助视频角膜地形仪 k 获得。针对每个环, 获得测量点并计算散光值。这些环散光值通过向量求和法组合以创建度量, 称为角膜地形散光 ($CorT$)。该参数针对角膜散光的其他度量进行评估, 如稍后所示, 每个度量与明显屈光柱面的匹配程度如何。

[0189] 整个 $CorT$ 的平坦子午线也可以用于从概念上将角膜分为两个半分区。半分区 $CorT$ 随后可针对角膜的每个半分区进行计算。

[0190] 总而言之, 本发明的 $CorT$ 值比表示现有技术的其他三种方法更加匹配明显屈光柱面, 即, 当评估人工角膜散光计、模拟角膜散光计、角膜波前时: 患者的眼部残余散光 (ORA) 的幅度方差、眼部残余散光的平均幅度、以及平均散光测量值的幅度时。

[0191] 因此, 根据本发明, 角膜散光的可选度量, 从地形测量值推导而来, 被称为 $CorT$, 相比其他常用的度量更好地对应明显屈光柱面。另外, 半分区 $CorT$ 可针对角膜的每个半分区进行计算以有效地表示不规则角膜中的非正交非对称散光。

[0192] 当在激光屈光手术中治疗散光时, 外壳医生不但要准确测量屈光柱面, 而且还要准确测量角膜散光。在传统的准分子激光手术中, 屈光柱面消融在角膜上, 在许多情况下, 与角膜散光的幅度和 / 或方向是不相同的。如果这些差异明显, 则可能会导致视觉效果不

佳。角膜散光和屈光散光的幅度和方向之间的相关性越好,将留下更少的散光,在治疗之后整体保持在眼睛的光学系统中。角膜散光和屈光散光之间的差异通过眼部残余散光(ORA)准确描述并被定义为角膜平面的角膜散光与屈光散光之间的向量差。在一些情况下,角膜散光的幅度可能在准分子激光手术之后增加,因为该治疗是单独基于屈光参数的,而不考虑角膜散射的量和方向,这导致像差增加并导致所实现的视觉质量降低。

[0193] 角膜地形迄今为止通常显示模拟角膜散光计(Sim K)值,其是角膜散光在3mm带附近的定量描述符,用作在引入1980年代的计算机辅助视频角膜地形仪技术时获得等效角膜散光测量的一种尝试。

[0194] 利用Sim K值通常会遇到的一种困难是由装置计算的幅度和子午线基于从角膜的3mm区域中的窄环隙取的数据并且因此可能不是现有角膜散光的精确表示,如屈光柱面中表示的,其测量包括皮层感知的眼睛的总散光。在本文中,描述了角膜地形散光(CorT),其从角膜上的宽广环形区域推导而来。该度量在理想情况下对应于屈光柱面,原因是角膜散光是视觉系统的总散光的主要因素。CorT还旨在提供跨过规则和不规则角膜的角膜散光的一致度量,其然后在角膜切口和屈光激光手术中实现以更好地矫正散光。

[0195] 此外,描述允许针对角膜的两个半分区推导的半分区CorT的CorT扩展。这些允许针对非正交非对称角膜计算角膜不规则性的标准化度量,已知为地形差异(TD)。地形差异被计算为720度倍角向量图(DAVD)上的两个半分区CorT之间的向量差。当利用准分子激光或针对向量规划非对称治疗处理评估并治疗角膜的特定部分时,它们同样是需要的。

[0196] 针对大量患者回顾性评估屈光散光数据、角膜散光计散光数据和地形散光数据。角膜散光计数据利用拓普康(Topcon)®OM-4角膜散光计进行测量。地形数据利用蔡司(Zeiss)ATLAS™9000角膜散光测量仪k捕获并使用计算机中的软件输出。所输出的数据包括具有不同直径(宽度)的22个环上的180个点的轴向曲率测量值。最内侧的环(环0)具有大约0.8mm的角膜上的等效直径并且最外侧的环(环21)具有大约11mm的角膜上的等效直径。环间隔几乎均匀,除了环7与其两个相邻的环之间的稍增加的分离之外。

[0197] 角膜地形散光(CorT)被计算为从大量相邻环确定的散光值的累加向量平均值。虽然在本文中示出了22个环,但是发现最后三个外环19-21由于睫毛等原因而具有像差误差并且可以被丢弃。还发现至环12的最内侧环提供最精确的结果并且可以针对精确结果进行选择。在任何情况下,将处理所选的一组环,如下文所解释的。

[0198] 首先,通过找到从每个单个环取的轴向屈光力测量值的最佳拟合球柱面(spherocylinder)来确定散光。球柱镜的表面然后符合各个环的角膜表面。然后经由所有环的各个值的相加的向量平均值来组合多个角膜散光参数。

[0199] 取特定环(环7)的轴向曲率测量值,为使球柱镜拟合该数据,需要执行以下形式的最小二乘法拟合:

$$P(\theta) \sim S + C \cos^2(\theta - M)$$

[0201] 其中在子午线 θ 处的测量屈光力 P 与完美的球柱面曲线拟合,该曲线具有拥有屈光力 S 的球状分量和拥有屈光力 C 圆柱形分量以及子午线 M 。这里,如果 C 为正,则 M 指的是陡峭子午线,但是如果 C 为负,则 M 指的是平坦子午线。此拟合的实例在图20中示出。

[0202] 在图20中,球柱状曲线与从环7取的角膜屈光力数据拟合。空心圆(open circle)是数据,实线是球柱状曲线。数据看起来基本上不同于拟合的曲线,因为角膜是高度不对称

的。

[0203] 我们将拟合的球柱面称为 Ring. #. K (在这种情况下在 Ring. 0. K 至 Ring. 21. K 的范围内)。注意,由蔡司 ATLAS™9000 产生的 Sim K 与 Ring. 7. K 完全相同。

[0204] 为了确定表示每个环的角膜散光的幅度和子午线的单个参数,在球柱状曲线和峰的子午线上取峰处的幅度(最陡峭幅度)和谷处的幅度(最平坦幅度)的平均值。

[0205] 为了计算 CorT,我们需要计算所选的 Ring. J. K 的累加向量平均值。数学地,处理如下:

[0206] 1、将每个 Ring. J. K 的圆柱形分量表示为倍角向量。对于在子午线 M_r 处具有圆柱形分量 C_r 的 Ring. r. K, 倍角向量 v_r 为:

$$[0207] v_r = (C_r \cos 2M_r, C_r \sin 2M_r)$$

[0208] 接下来,计算倍角向量的累加向量平均值 $v_{\text{平均值}}$

[0209]

$$v_{\text{平均值}} = \frac{\sum_{r \in R} v_r p_r}{\sum_{r \in R} p_r}$$

[0210] 其中 R 是所选的这组环, p_r 是环 r 中有效的测量值的比例。因子 p_r 的存在减轻了丢失数据对累加向量平均值的影响。如果所选环的任意一个环中没有丢失测量值,则累加向量平均值减小为:

[0211]

$$v_{\text{平均值}} = \frac{\sum_{r \in R} v_r}{|R|}$$

[0212] 其中 $|R|$ 是所选的环的数量。

[0213] 2、然后将倍角向量平均值转换回柱面屈光力和子午线

[0214]

$$C_{\text{平均值}} = \sqrt{(v_{x \text{ 平均值}})^2 + (v_{y \text{ 平均值}})^2}$$

[0215]

$$M_{\text{平均值}} = \frac{1}{2} \tan^{-1} \frac{v_{y \text{ 平均值}}}{v_{x \text{ 平均值}}}$$

[0216] 3、接下来将最终 CorT 的平均角膜散光计分量计算为所选 Ring. #. K 的平均角膜散光计分量的平均值:

[0217]

$$K_{\text{平均值}} = \frac{\sum_{r \in R} K_r}{|R|}$$

[0218] 在结果部分中,通过执行所有连续组的环的完整比较来确定要使用的环。

[0219] 从多个 Ring. #. K 生成 Cort 的实例

[0220] 假设只打算使用环 4 和 8 来生成 CorT,并且没有来自任意环的丢失测量值。

[0221] 虽然在角膜参数的向量求和过程中,各个环值都依次一个接一个地求和,但是在下文中出于说明目的,将描述环 4 和 8 的向量求和,因为任意两个相邻环之间的差太小而无

法清晰示出。

[0222] Ring. 4. K 为具有陡峭子午线 @100 的 42D/44D。

[0223] Ring. 8. K 为具有陡峭子午线 @60 的 42D/44. 5D。

[0224] Ring. 4. K 和 Ring. 8. K 的圆柱形分量的倍角向量分别为 (-1.88, -0.68) 和 (-1.25, 2.17)。平均值为：

$$[0225] \frac{(-1.88, -0.68) + (-1.25, 2.17)}{2} = (-1.56, 0.74)$$

[0226] 其转化成具有陡峭子午线 @77 的 1.73D。

[0227] CorT 的平均角膜散光计分量为：

$$[0228] \frac{43 + 43.25}{2} = 43.13$$

[0229] 因此, CorT 是具有陡峭子午线 @77 的 42.26/43.99。

[0230] 该计算还在图 21A- 图 21C 中图解地示出。

[0231] 其中, 示出了如何获得累加向量平均值。原来的 Ring. #. K 在图 21A 中在极坐标图上示出。图 21B 示出倍角向量图, 其将 Ring. #. K 示出为实线, 其中将角度加倍, 但幅度保持不变。相加的向量和在图 21C 中示出, 就两个分量而言, 其是累加向量平均值的长度的两倍, 示出为虚线箭头。出现在角膜上的极坐标图上的实际 CorT 用虚线示出, 二分之一的长度在图 21B 中显示。

[0232] 在较早的专利中, 描述了从概念上利用具有独立的不同的半子午线的两个对应散光将不规则角膜分为两个半分区。为确保该表示针对所有角膜都是一致的, 需要以同样针对不规则角膜起作用的功能性、系统性的方式划分角膜。如果考虑将半子午线在两个陡峭子午线的方向上对齐, 则同样划分角膜的有效方式沿整个 CorT 的平坦子午线进行。在将角膜分为两个半分区之后, 可以计算半分区的 Ring. #. K 和 CorT, 就像正常 Ring. #. K 和 CorT 一样, 除了每个计算只基于从一个半分区取的数据之外。在半分区的 CorT 之间的倍角向量差是成为地形差异 (TD) 的角膜不规则性的度量。注意, 两个半分区的 CorT 分量的向量平均值正好是为整个角膜计算的 CorT。

[0233] 生成角膜散光的表示的已知方式来自由地形图仪生成的模拟角膜波前数据的泽尼克 (Zernike) 系数 Z_1^{-2} 和 Z_2^{-2} 。一起取的泽尼克系数 Z_1^{-2} 和 Z_2^{-2} 等效于圆柱形分量的倍角向量表示。柱面屈光力和轴为：

[0234]

$$C_{\text{波前}} = \sqrt{(Z_1^{-2})^2 + (Z_2^{-2})^2}$$

[0235]

$$\theta_{\text{波前}} = \frac{1}{2} \tan^{-1} \frac{Z_2^{-2}}{Z_1^{-2}}$$

[0236] 我们将该表示称为角膜波前散光 (CorW)。

[0237] 在下文中,将给出对与明显屈光柱面相比的角膜散光的度量的评价。

[0238] 使用手动角膜散光计、计算机辅助视频角膜地形仪 (Sim K) 和角膜波前测量角膜散光。CorT 值从通过视频角膜地形仪测量的轴向屈光力数据推导而来。为了评价角膜散光的这四个不同度量,计算其中每个的眼部残余散光 (ORA),其是角膜平面上的每个度量与明显屈光柱面之间的向量差。我们支持将明显屈光柱面用作整个散光的基准如下:

[0239] • 明显屈光柱面是总眼部 (角膜和内部) 以及感知 (视觉皮质) 柱面的度量;

[0240] • 大多数准分子激光治疗目前基于明显屈光参数,确认明显屈光柱面作为视觉矫正的最相关的当前度量;

[0241] • 从眼部波前测量值推导而来的这些治疗使用明显屈光作为治疗确认的基准;并且

[0242] • 在屈光手术之后,具有更低 ORA 幅度的眼睛往往具有更好的视觉效果。

[0243] 接下来考虑用于比较角膜散光和明显屈光柱面度量的临床相关的参数。

[0244] 1、由标准偏差 (sd) 确定的 ORA 幅度的可变性

[0245] 可用在角膜和屈光评估和手术中的角膜散光的任何度量应该优选匹配明显屈光散光 (在角膜平面上)。虽然 ORA 的净极坐标值可一般通过 Javal 的规则进行描述,但是 ORA 具有可变性并且眼睛之间具有其净极坐标值。ORA 幅度的可变性由两个独立源引起:眼睛之间的 ORA 的可变性、以及角膜散光和屈光柱面的测量值可变性 (系统性的且是随机的)。针对给定的一组眼睛,我们不能影响眼睛间 (intereye) 的可变性,这意味着该样品的 ORA 幅度的可变性的任何变化一定是由角膜参数的变化造成的,因为屈光柱面对所有四个来说都是共同的。任何测量值可变性趋势可通过检查累加向量平均值而作为因素排除, Goggin 被识别为由于其低幅度而为随机的。因此, ORA 幅度的降低可变性指示改进的角膜散光与明显屈光柱面之间的匹配的一致性,优选更低的值。我们采用自举来量化不同样品总体之间的可变性的数量。

[0246] 2、ORA 的平均幅度

[0247] 在临床实践中, ORA 的幅度是首先要考虑的以评价角膜散光与屈光散光之间的相关性,其包括评估的幅度和方向。ORA 的低幅度值指示角膜和屈光参数的接近度。这确定有多少比例的术前散光可以通过手术完全治疗 (因为 ORA 将是保持在角膜上的眼睛的光学系统中或明显屈光中或这两者中的散光量)。我们比较与四个不同角膜散光度量对应的平均 ORA 幅度及其子午线 (Man K、Sim K、其与 Ring. J. K 相同、CorW 和 CorT) 以确定将幅度和轴纳入考虑的明显屈光柱面的相关性。

[0248] 3、与明显屈光柱面相比的角膜散光值的平均幅度

[0249] 我们通过将角膜散光值与明显屈光柱面的幅度相比来确定最具代表性的屈光函数的角膜散光值。这里,我们具体寻找紧密对应关系作为角膜散光幅度测量值的有效性的进一步证据。

[0250] 结果

[0251] 在该部分中,详细呈现从右眼数据推导而来的结果。来自左眼数据的结果在结果部分结束时进行简要总结,发现所述结果是并行的。

[0252] 右眼数据

[0253] 我们比较四个角膜度量 (Man K、Sim K、其与 Ring. 7. K 相同、CorW 和 CorT) 的平均 ORA—具体为患者之间的 ORA 幅度的标准偏差 (ORAsd)。小的 ORAsd 指示比更宽的情况相比角膜度量更紧密地并且一致地与明显屈光柱面的散光基准匹配。此外,针对散光的四个角膜度量,我们比较 ORA 的平均幅度和角膜散光幅度与屈光柱面幅度。

[0254] 为了推导出 CorT,我们执行所有连续组的环的完全比较以找到具有最低 ORAsd 的这组环。为了解释 ORAsd 对特定样品的任何依赖性,我们估计来自 1000 个自举样品的 ORAsd 的分布。具有 ORA 幅度的最小可变性的四十组环分组在表 1 中示出。与使用所有可用数据对应的环范围 0-17 具有最低 ORAsd。然而,表 2 中的大部分其他组具有与最低 ORAsd 没有明显区分的 ORAsd。具有低 ORAsd 的所有环范围都包括环 3-8。针对我们的分析,生成具有环范围 0-17 的 CorT,如其包括范围中的所有和最小可变性一样。

[0255]

<u>环范围</u>	<u>ORAsd 平均值</u>	<u>来自“0-17”组的差</u>	<u>差的单侧 p 值</u>
	(D)	的 95% 的置信区间	
0 - 17	0.331	—	—
0 - 16	0.332	(-0.003, 0.004)	0.42
0 - 15	0.333	(-0.005, 0.009)	0.25
1 - 17	0.334	(0.000, 0.006)	0.02
1 - 16	0.334	(-0.001, 0.007)	0.06
0 - 14	0.335	(-0.006, 0.013)	0.26
0 - 13	0.335	(-0.009, 0.017)	0.29
0 - 12	0.335	(-0.011, 0.019)	0.30
1 - 15	0.336	(-0.002, 0.011)	0.11
1 - 12	0.336	(-0.010, 0.019)	0.28
1 - 14	0.336	(-0.005, 0.015)	0.18
1 - 13	0.336	(-0.008, 0.019)	0.24
0 - 11	0.337	(-0.011, 0.024)	0.27
1 - 11	0.337	(-0.011, 0.023)	0.26
2 - 12	0.337	(-0.009, 0.022)	0.24
2 - 11	0.337	(-0.010, 0.023)	0.25
2 - 16	0.338	(0.000, 0.012)	0.02
2 - 13	0.338	(-0.006, 0.021)	0.17

<u>环范围</u>	<u>ORAsd 平均值</u>	<u>来自“0-17”组的差</u>	<u>差的单侧 p 值</u>
	(D)	的 95% 的置信区间	

[0256]

2 - 14	0.338	(-0.003, 0.017)	0.11
2 - 15	0.338	(-0.001, 0.015)	0.05
2 - 17	0.338	(0.001, 0.013)	0.01
1 - 10	0.340	(-0.010, 0.027)	0.19
2 - 10	0.340	(-0.010, 0.026)	0.19
0 - 10	0.340	(-0.009, 0.028)	0.18
3 - 11	0.340	(-0.008, 0.027)	0.16
3 - 12	0.340	(-0.006, 0.025)	0.13
2 - 9	0.341	(-0.010, 0.029)	0.17
3 - 9	0.341	(-0.009, 0.029)	0.16
3 - 10	0.341	(-0.008, 0.028)	0.15
1 - 9	0.342	(-0.008, 0.031)	0.14
3 - 13	0.342	(-0.003, 0.024)	0.08
0 - 9	0.342	(-0.008, 0.030)	0.12
3 - 14	0.342	(0.000, 0.022)	0.02
3 - 15	0.343	(0.002, 0.021)	0.01
3 - 16	0.343	(0.003, 0.020)	0.00
3 - 8	0.344	(-0.008, 0.033)	0.13
2 - 8	0.344	(-0.008, 0.033)	0.11
4 - 9	0.344	(-0.007, 0.033)	0.11
4 - 11	0.344	(-0.004, 0.030)	0.08
3 - 17	0.345	(0.004, 0.022)	0.00

[0257] 表 1 :从各个连续组的环推导出的 CorT 的 ORA 幅度的标准偏差,如经由自举所估计的。所示的四十组环是具有数据组的 ORA 幅度 (ORAsd) 的最低标准偏差的环。第三列示出了针对当前环范围的 ORAsd 与针对环 0-17 的 ORAsd 之间的差的 95% 的置信区间,并且第四列示出了对应的单侧 p 值。针对所示的大多数环范围,p 值大于 0.05,意味着按 5% 的置信区间在统计上没有显著差异。

[0258] 图 22 示出了 Ring. #. K、Man K、Sim K、CorW 和 CorT 的自举 ORAsd 值 (根据 1000 个自举复制估计的)。内部 Ring. #. K(环 0-2) 和外部 Ring. #. K(环 14-17) 的 ORAsd 值比中间 Ring. #. K(环 3-13) 的 ORAsd 值更高且更多变。

[0259] 图 22 示出了 ORA 幅度的自举标准偏差。标记为 0-17 的箱形图 (boxplot) 根据对应 Ring. #. K 进行计算。标记为 Man K、Sim K、CorW 和 CorT 的四个箱形图根据分别从环

0-17 推导而来的手动角膜散光计、环 7、角膜波前、和 CorT 进行计算。箱形图示出了自举值的四分位数 (quartile) 和极限。CorT 具有最小值,与 ORA 的更低可变性对应。

[0260] 由标准偏差 (sd) 确定的 ORA 幅度的可变性

[0261] 表 2 示出了 CorT 的 ORAsd 与 Man K、Sim K 和 CorW 的 ORAsd 之间的直接比较的置信区间。CorT 的 ORAsd 明显低于来自 Man K 和 CorW, 以及 Sim K 的 ORAsd。

[0262]

比较	平均 值	95% 的 置 信 区 间	单侧 p 值
	(D)	(D)	
CorT ORAsd – Man K ORAsd	-0.057	(-0.083, -0.018)	0.001
CorT ORAsd – Sim K ORAsd	-0.018	(-0.039, 0.003)	0.045
CorT ORAsd – CorW ORAsd	-0.026	(-0.048, -0.003)	0.014

[0263] 表 2 :CorT 的 ORAsd 与散光的其他三个角膜度量的 ORAsd 之间的差,如通过自举所估计的。单侧 p 值对应于 CorT ORAsd 不小于其他 ORAsd 的零 (null) 假设。CorT 的 ORAsd 明显小于手动角膜散光计 (Man K)、角膜波前散光 (CorW) 和从环 7 推导出来的 ORAsd (Sim K) 的 ORAsd。

[0264] 平均 ORA 幅度在表 3 中示出。CorT ORA 值往往没有来自其他角膜度量的 ORA 值那么一致或比其更一致 (具有更低可变性)。ORA 累加向量平均值与平均 ORA 幅度的接近度说明 ORA 的强大趋势和较小随机测量误差。

[0265]

	ORA 幅度 (D)	ORA 比例累加向量平均值 (D)	
手动角膜散光计	0.68 (SD 0.38)	0.51 × 173	75%
模拟角膜散光计	0.70 (SD 0.35)	0.56 × 179	80%
角膜波前	0.74 (SD 0.36)	0.61 × 179	82%
角膜地形散光	0.62 (SD 0.33)	0.45 × 178	73%

[0266] 表 3 :ORA 值的统计。第一列示出幅度的平均值和标准偏差,而第二列具有累加向量平均值,其还考虑了每个 ORA 的方向以及数据的整体趋势。ORA 的平均和标准偏差针对角膜地形散光是最低的,指示患者的明显屈光柱面比散光的其他角膜度量更紧密的相关性。CorT ORA 的累加向量平均值最小,其与明显屈光值的最佳相关性的整体趋势一致。右列中的比例均有相同的数量级,其中存在一致趋势。

[0267] ORA 的平均幅度

[0268] 在表 4 中,示出了 ORA 幅度的比较。CorT 的 ORA 幅度明显低于来自其他三个度量的 ORA 幅度。

[0269]

比较	平均值 (D)	95%的置信区间 (D)	单侧 p 值
CorT ORA 幅度 -Man K ORA 幅度	-0.057	(-0.085, -0.032)	<0.001
-Sim K ORA 幅度	-0.077	(-0.097, -0.060)	<0.001
-CorW ORA 幅度	-0.118	(-0.139, -0.101)	<0.001

[0270] 表 4 :从 CorT 生成的 ORA 的幅度与来自 Man K, Sim K 和 CorW 的 ORA 的幅度之间的差, 如通过自举所估计的。单侧 p 值对应于 CorT ORA 幅度不小于其他 ORA 幅度的零假设。从 CorT 生成的 ORA 幅度明显小于从 Man K, Sim K 和 CorW 生成的 ORA 幅度。

[0271] 与屈光柱面比较的角膜散光的平均幅度

[0272] 表 5 中示出了散光和柱面的平均值。CorT 散光值明显小于明显屈光柱面并与散光的其他角膜度量相比更接近明显屈光柱面。

[0273]

	散光幅度 (D)	单侧 p 值
角膜平面上的屈光柱面	0.78 (SD 0.76)	-
手动角膜散光计	0.91 (SD 0.74)	<0.001
模拟角膜散光计	0.98 (SD 0.69)	<0.001
角膜波前	1.06 (SD 0.75)	<0.001
角膜地形散光	0.80 (SD 0.58)	<0.001

[0274] 表 5 :平均散光值的统计。第一列示出幅度的平均值和标准偏差, 而第二列具有 p 值。角膜地形散光具有明显更小的散光幅度 (所有原始自举 p<0.001)。

[0275] 在表 6 中比较散光幅度与屈光柱面之间的平均差。CorT 散光幅度和屈光柱面之间的差明显小于来自屈光柱面的 Man K, Sim K 和 CorW 散光幅度的差。

[0276]

比较	平均值 (D)	95%的置信区间 (D)
平均 Man K 散光幅度-	0.137	(0.087, 0.184)
平均屈光柱面幅度		
平均 Sim K 散光幅度-	0.201	(0.149, 0.21)
平均屈光柱面幅度		
平均 CorW 散光幅度-	0.285	(0.233, 0.336)
平均屈光柱面幅度		
平均 CorT 散光幅度-平	0.018	(-0.030, 0.069)
均屈光柱面幅度		

[0277] 表 6 :角膜散光的平均幅度与角膜平面上的屈光柱面的平均幅度之间的差,如通过自举所估计的。平均 CorT 散光幅度与平均屈光柱面幅度之间的差明显小于其他三个。

[0278] 左眼数据

[0279] 我们利用左眼数据重复上文报告的分析并获得并行结果。用于通过检查 ORAsd 平均值生成 CorT 的环的最佳范围为 0-17,并且最佳的四十个环范围全部包括环 4-10。中间 Ring. #. K(环 3-12) 的 ORAsd 小于内部的 Ring. #. K(环 0-2) 和外部的环 Ring. #. K(环 13-17) 的 ORAsd。CorT 的 ORAsd 按 5% 的可信度明显小于 Man K, Sim K 和角膜波前散光的 ORAsd。对应于 Man K, Sim K, CorW 和 CorT 的平均 ORA 幅度分别为 0.67D, 0.69D, 0.74D 和 0.60D,表明 CorT 的 ORA 幅度最小 (所有原始自举 p 值 < 0.001)。对应于 Man K, Sim K, CorW 和 CorT 的平均散光幅度分别为 0.96D, 1.02D, 1.12D 和 0.84D,表明 CorT 散光幅度最接近平均屈光柱面幅度,其在角膜平面上为 0.75D。

[0280] 生成半分区 CorT 的实例

[0281] 在图 23 中,显示了具有不规则散光的原右眼的轴向曲率数据。表 7 中示出了该眼睛的 Ring. #. K。针对该实例,我们在所有可用环之间使用相等的加权来计算整个 CorT。CorT 的平坦子午线为 @134 和 314 度,因此在这里分割角膜。表 7 中还示出了新的半分区的 Ring. #. K。示出半子母线覆盖在图 23 中的轴向曲率数据上。在该实例中,CorT 半子午线 @74 和 197 度恰好与 Sim K 半子午线 @75 和 193 度一致。注意,环 15-17 的不可靠 semi-Ring. #. K₁ 的值对半分区的 CorT 的影响最小,因为与 CorT 纳入考虑的整个角膜相比这些半环中的每一个半环中极小部分的有效点。

[0282] 图 23 示出轴向曲率数据。左侧图像单独示出环 7,并且右侧图像示出所有测量数据。虚线示出分区子母线 @134 和 314 度,实线示出半分区的 Ring. 7. K(左侧) 和 CorT(右侧) 的半子母线。

[0283]

环编号	有效测量值 的比例	Ring.#.K		semi-Ring.#.K ₁		semi-Ring.#.K ₂	
		散光功 率 (D)	陡峭子 午线 (°)	散光功 率 (D)	陡峭半子午 线 (°)	循环功 率 (D)	陡峭半子午 线 (°)
0	1.00	0.56	42.6	0.64	41.1	0.50	224.5
1	1.00	0.46	41.7	0.61	40.9	0.32	223.2
2	1.00	0.50	41.0	0.70	45.3	0.33	211.8
3	1.00	0.48	41.3	0.65	53.6	0.47	203.7
4	1.00	0.47	51.1	0.75	64.8	0.44	205.5
5	1.00	0.40	51.7	0.68	68.6	0.44	202.1
6	1.00	0.46	54.2	0.89	69.6	0.48	198.1
7	1.00	0.42	58.8	1.02	74.6	0.53	192.5
8	1.00	0.40	62.6	1.12	77.5	0.58	189.2
9	0.97	0.39	65.8	1.26	78.6	0.53	186.8
10	0.86	0.14	60.2	1.64	78.6	0.50	183.7
11	0.79	0.07	66.2	1.92	79.2	0.46	182.8
12	0.76	0.12	69.1	1.86	79.3	0.30	173.6
13	0.76	0.17	83.3	1.97	84.5	0.38	179.0
14	0.72	0.31	47.2	0.61	87.4	0.78	190.6
15	0.71	0.26	66.8	1.87	334.3	0.95	196.4
16	0.60	0.70	46.1	4.02	81.1	0.95	192.7
17	0.49	0.96	44.6	1.29	71.8	1.13	196.6
18	0.39	1.16	18.2	—	—	1.16	198.2
19	0.38	1.20	17.2	—	—	1.20	197.2
20	0.37	1.30	19.9	—	—	1.30	199.9
21	0.32	1.14	18.5	—	—	1.14	198.5
CorT		0.40	44.2	0.94	74.4	0.54	196.7

[0284] 表 7 示出对应于图 23 的 Ring. #. K 和半分区的 Ring. #. K 值。内部的四个环的 Ring. #. K 的陡峭子午线不同于更外围的环的陡峭子午线。半分区的 Ring. #. K 半子午线针对环 0 开始分离大约 180° (参见表中的加粗半子午线), 但该分离随着环编号的增加而减小, 直到针对环 12 仅分离 94° (参见表底部的加粗半子午线)。当测量数据不连续时 (例如, 针对环 15–17 的 semi-Ring. #. K₁), 注意 semi-Ring. #. K 的不可靠性。

[0285] 计算机辅助视频角膜地形仪提供多个同心环, 其中大多数目前未对量化在模拟角膜散光计上显示的角膜散光做出贡献。

[0286] 相比使用从手动角膜散光计、单独来自 3mm 带的模拟角膜散光计、或角膜波前推导出来的参数, 这些散光值的组合允许通过其与明显屈光柱面的更接近的相关性推导出更能代表整个角膜的值 (CorT)。当明显屈光柱面是用于评估眼睛的整个散光的基准时, 这强化了 CorT 是角膜散光的精确表示的前提。所描述的利用环数据的全面包含计算 CorT 的方法提供评估患者适于角膜散光手术 (包括准分子激光、LRI、环面植入物、可植入式隐形眼镜和植入角膜环) 的额外安全性和准确性。

[0287] 使用 CorT 的好处之一是由此产生的 ORA 幅度小于使用手动角膜散光计、模拟角膜散光计和角膜波前散光产生的幅度。这可指示 ORA 的估计值大于应通常流行的，因为角膜散光的其他度量没有一致地表示在角膜的更宽区域上实际感知的角膜散光。然而，即使当使用具有明显屈光柱面的 CorT 时，仍然存在具有比所期望的更大 ORA 幅度的异常的 (outlying) 眼睛。1.00D 以上的幅度可限制可实现单独使用屈光参数矫正散光的可接受结果。出于这个原因，外科医生可决定不治疗眼睛，仅治疗等效球镜，或使用向量规划，其中角膜和屈光参数在治疗中组合以最优化并最大地减小这些情况下保留的由此产生的角膜散光量，同时避免可能不满意的结果。在手术之前可向这些患者建议可能必须将其现有球柱状屈光误差的完整矫正的期望值降至实际水平。

[0288] CorT 的散光幅度最接近明显屈光柱面的幅度，其与使用 CorT 参数的 ORAsd 和 ORA 幅度也最低的发现一致。这证实 CorT 比 Man K, Sim K 和 CorW 更好地对应于屈光柱面。

[0289] 从每个半分区的 placido 环获得的多个散光值的向量求和降低了任何异常测量的异常影响，不管是人为的异常值还是实际异常值。可以期望根据自动测量过程（诸如计算机辅助视频角膜地形测量）得到异常值。

[0290] 对整个角膜和半分区散光值的认知可导致角膜散光结果更一致。所推导的半分区值还可用于计算角膜的地形差异。可包括整个角膜或每个半分区的角膜参数的治疗可依赖具有目前临床可获得的更小可变性的参数。这提供了进一步改善常规激光视力矫正过程的整体视觉效果质量的机会。

[0291] 结论

[0292] 在本文中描述了一种量化被称为角膜地形散光 (CorT) 的角膜散光的新方法，其很好地对应于明显屈光柱面，该柱面量化了眼睛的整个屈光柱面，包括任何大脑处理。当基于许多眼睛之间的眼部残余散光 (ORA) 的范围比较时，ORA、幅度、幅度的标准偏差和角膜散光值与屈光散光值之间的平均值说明与角膜散光的其他三个常用度量（手动角膜散光计、模拟角膜散光计和角膜波前散光）相比 CorT 明显更有利地与明显屈光柱面对齐。我们还描述了一种生成角膜的两个半分区的 CorT 值的一致方式，以允许针对两个半分区单独考虑角膜的散光。这两个半分区的 CorT 值允许一个推导出地形差异的值，角膜不规则性的向量度量。CorT, ORA 和地形差异可在决策和知情同意过程中用作基本术前参数以帮助外科医生在规划散光手术时实现积极的视觉效果。

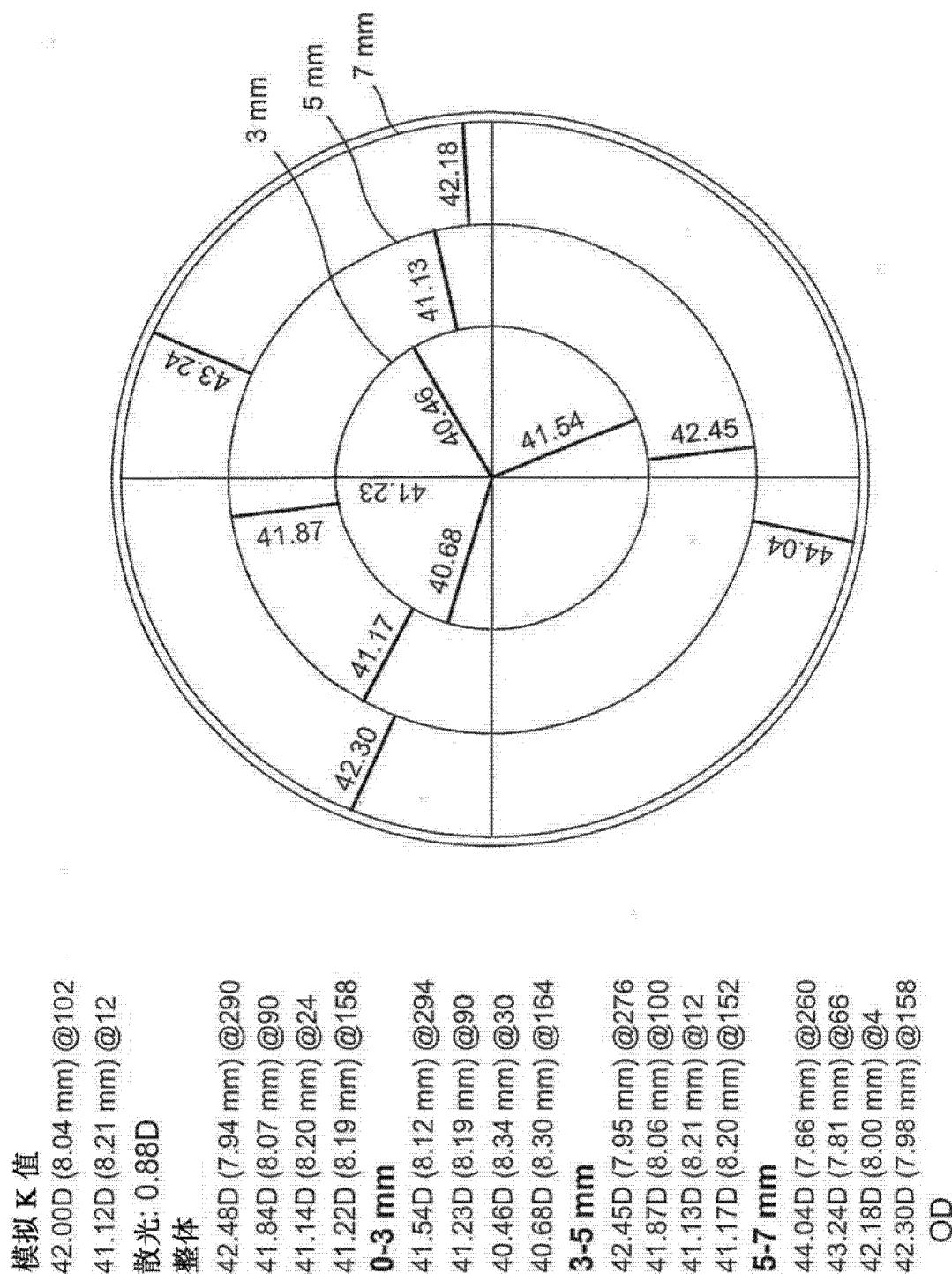


图 1

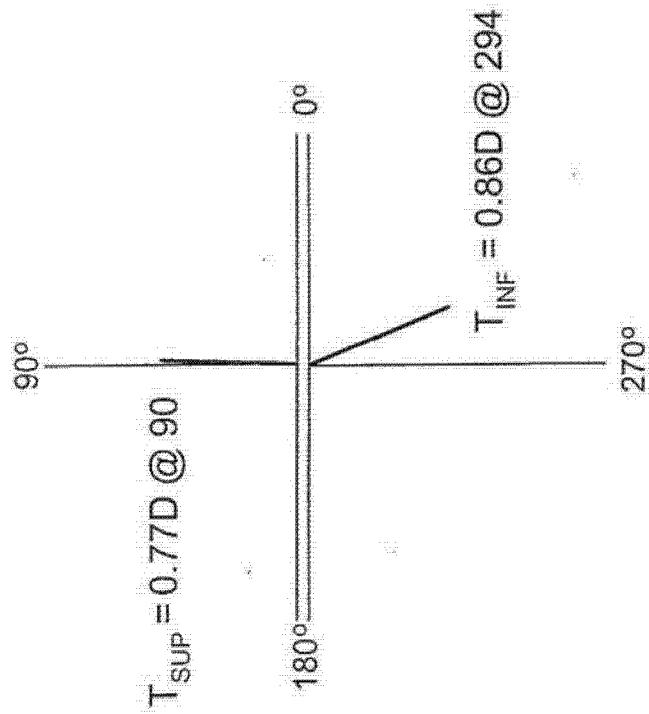


图 2a

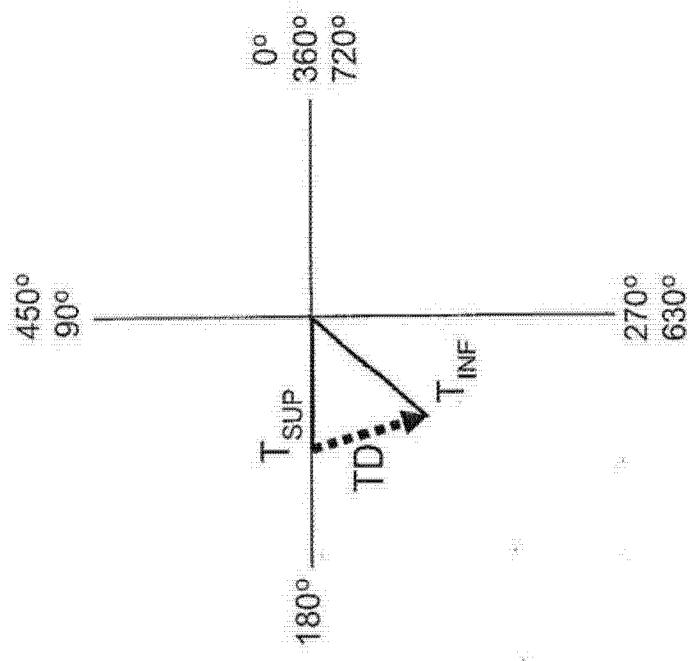


图 2b

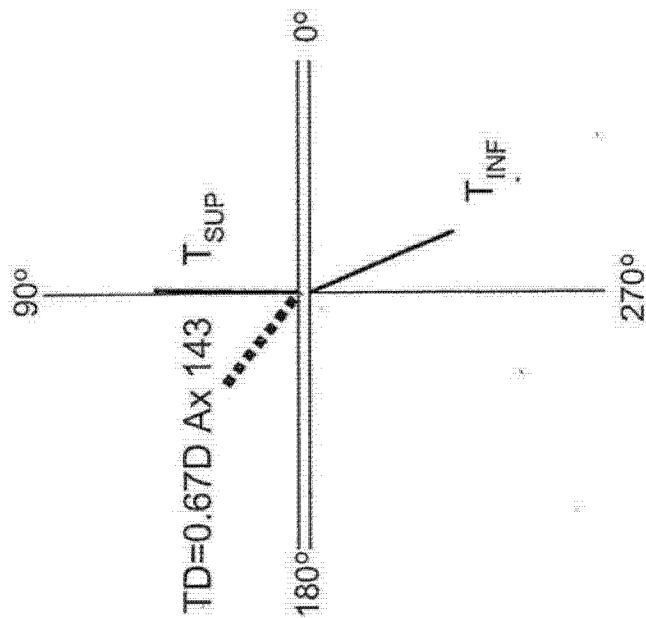


图 2c

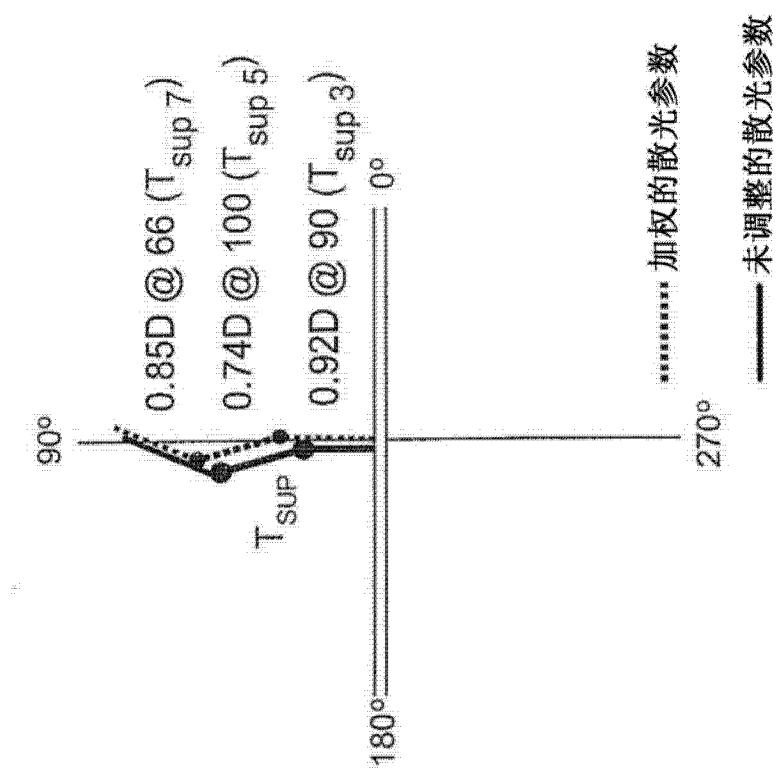


图 3a

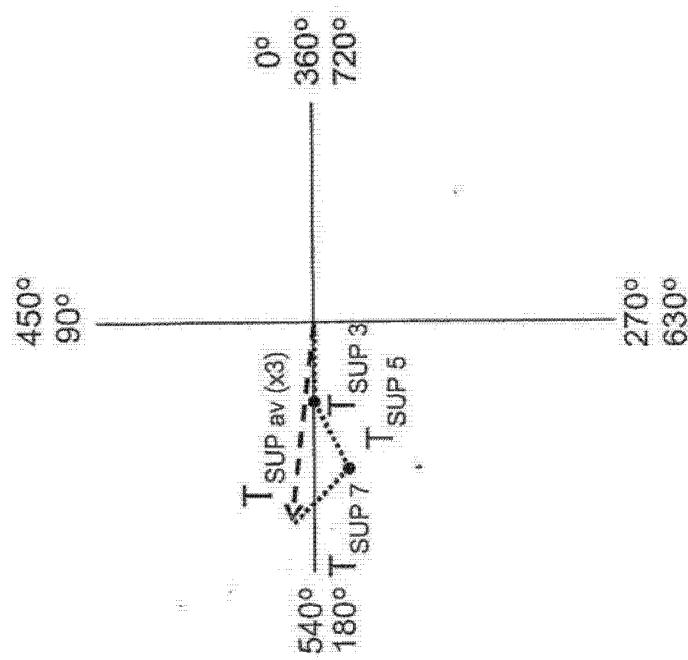


图 3b

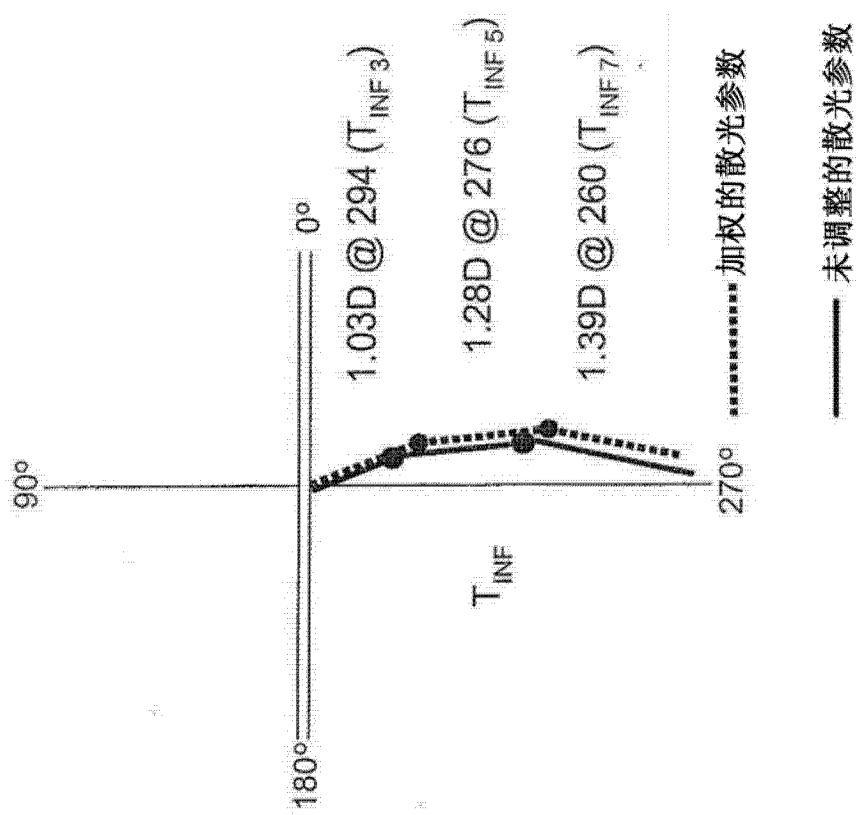


图 4a

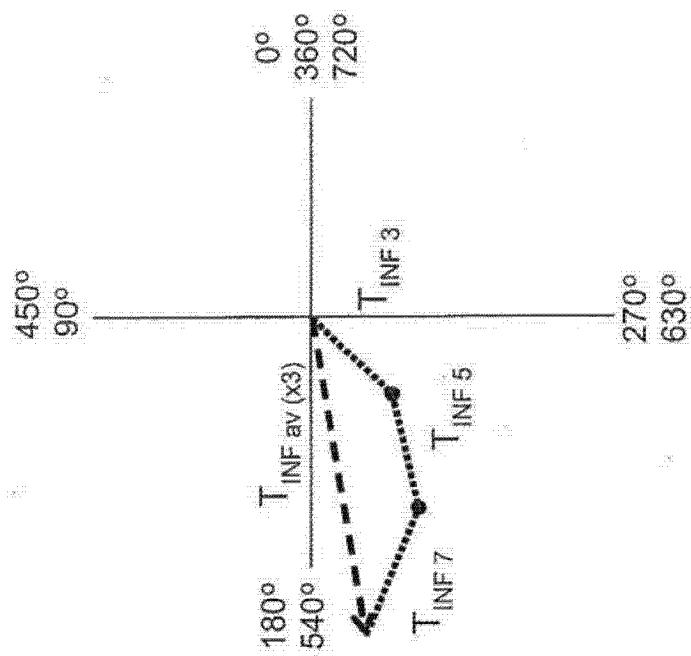


图 4b

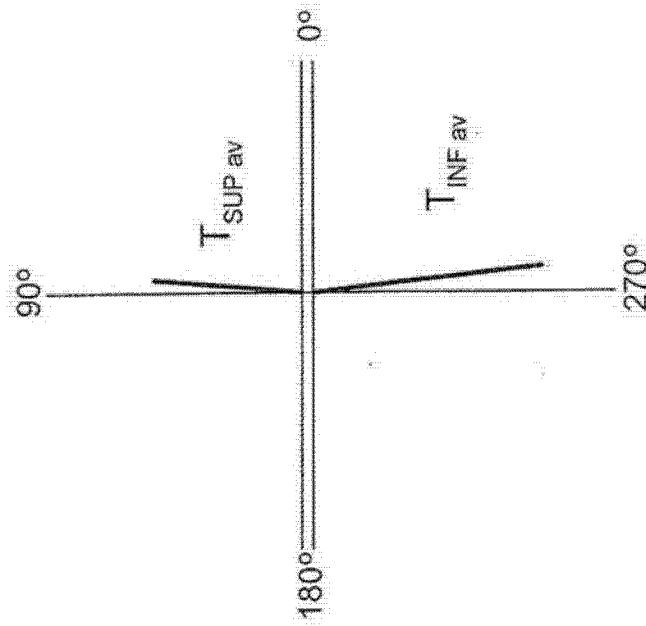


图 5a

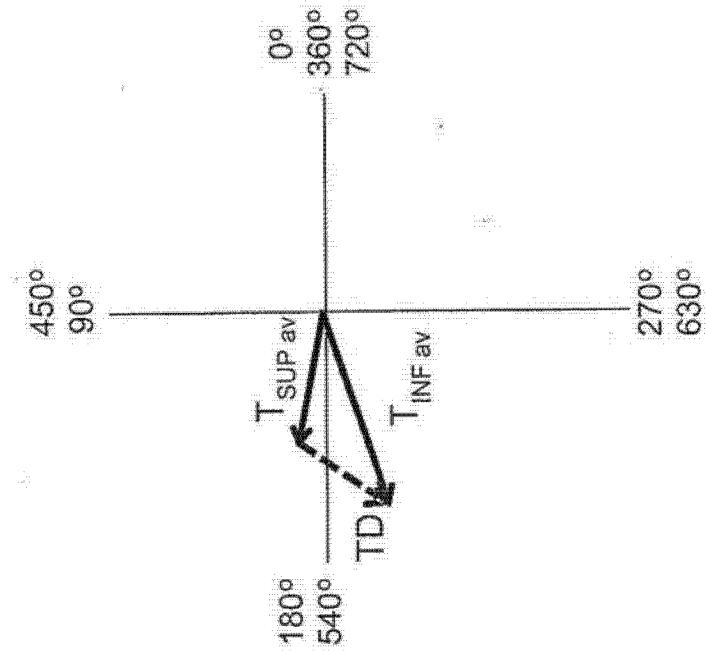


图 5b

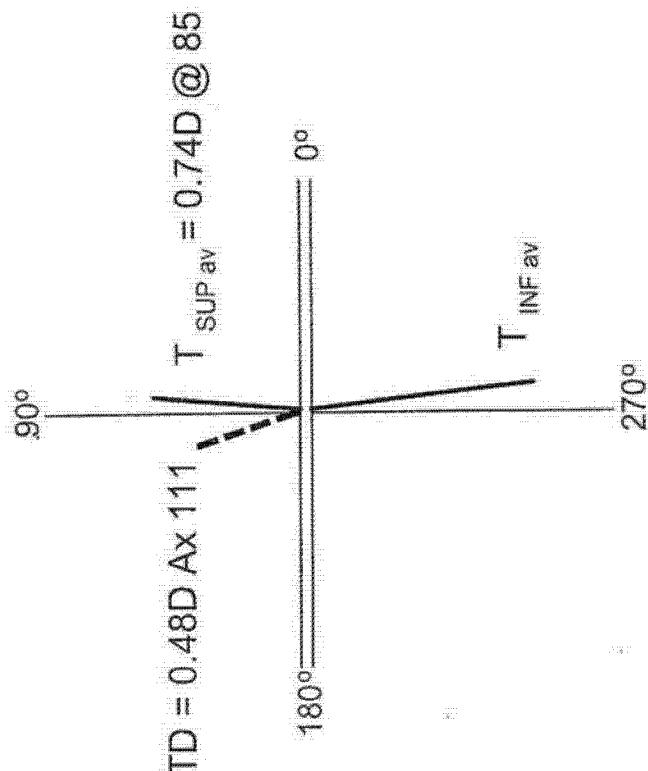


图 5c

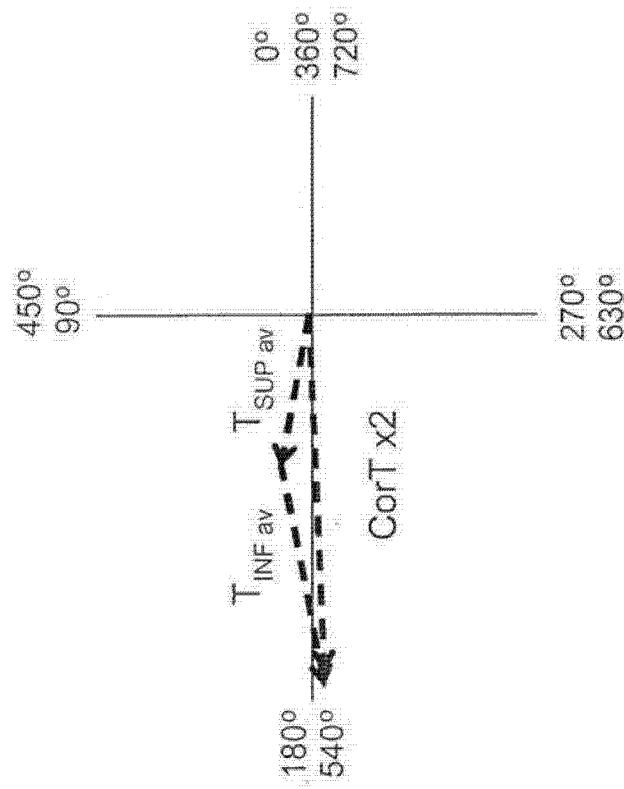


图 6a

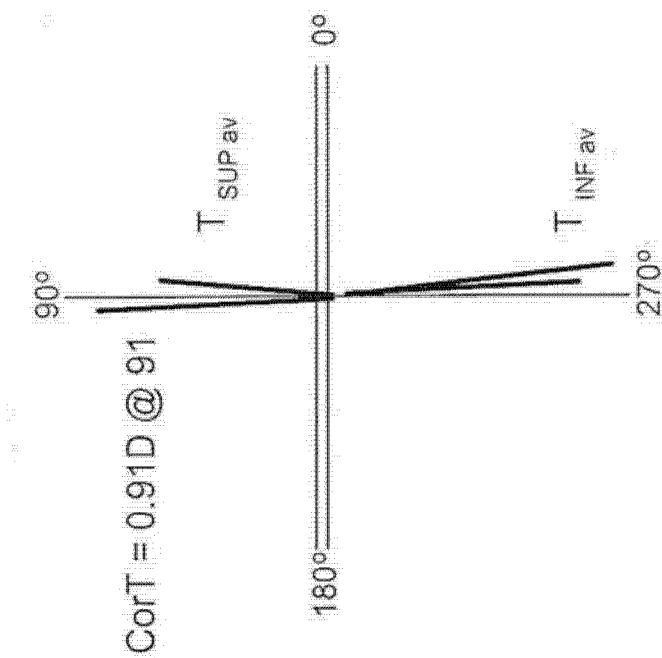


图 6b

带 (mm) 上部	未调整的 散光 (D)	加权的 散光 (D)
3.0	0.77 @ 90	0.92 @ 90
5.0	0.74 @ 100	0.74 @ 100
7.0	1.06 @ 66	0.85 @ 66
$T_{\text{SUP av}}$	0.75 @ 83	0.74 @ 85
带 (mm) 下部	未调整的 散光 (D)	加权的 散光 (D)
3.0	0.86 @ 294	1.03 @ 294
5.0	1.28 @ 276	1.28 @ 276
7.0	1.74 @ 260	1.39 @ 260
$T_{\text{INF av}}$	1.16 @ 272	1.10 @ 275

图 6c

角膜 (总)	未调整的散光 (D)	加权的散光 (D)
TD	0.50 Ax 106	0.48 Ax 111
CorT	0.95 @ 88	0.91 @ 91
Sim K	0.88 @ 102	
散光平均值 (算术) (3、5、7mm 带)	1.08	1.04

图 6d

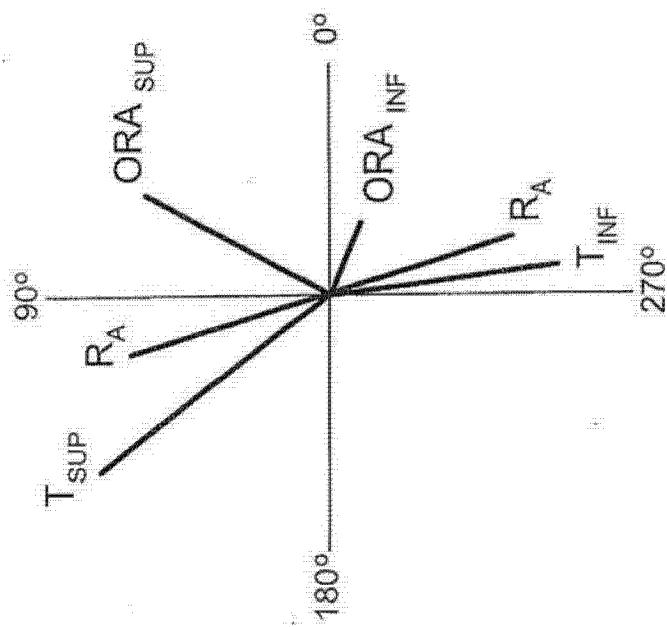


图 7a

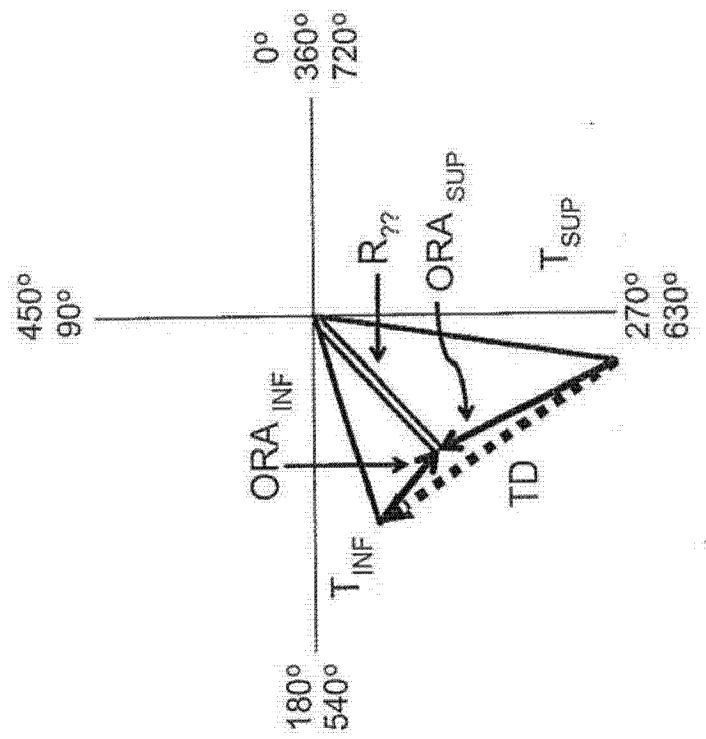


图 7b

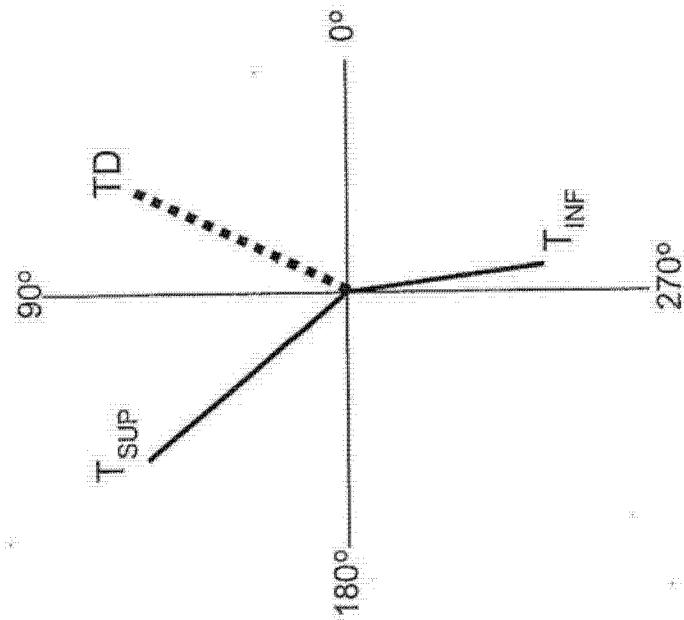


图 7c

上半子午线（在角膜平面上的所有值）			
	地形 (D)	正柱面屈光 (DC)	负柱面屈光 (DC)
术前	2.60 @ 130	+1.63 Ax 108	-1.63 Ax 18
TIA _{SUP AB}		1.87 Ax 29	
下半子午线（在角膜平面上的所有值）			
	地形 (D)	正柱面屈光 (DC)	负柱面屈光 (DC)
术前	1.90 @ 278	+1.63 Ax 288	-1.63 Ax 198
TIA _{INF AB}		1.71 Ax 194	

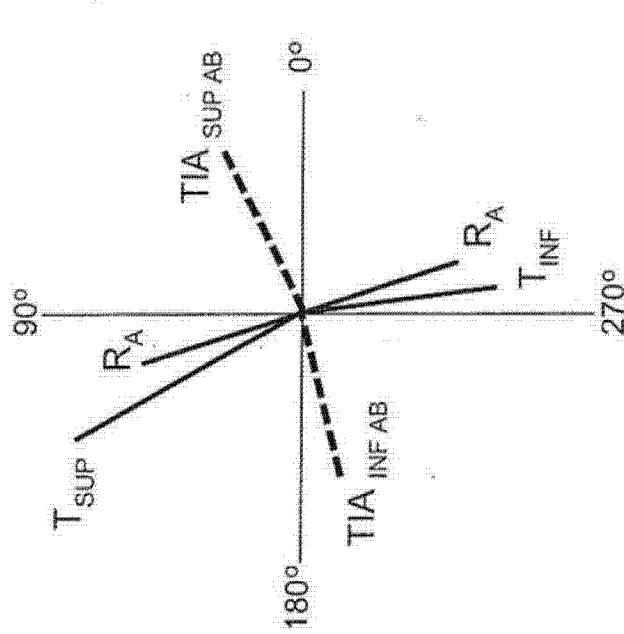


图 8

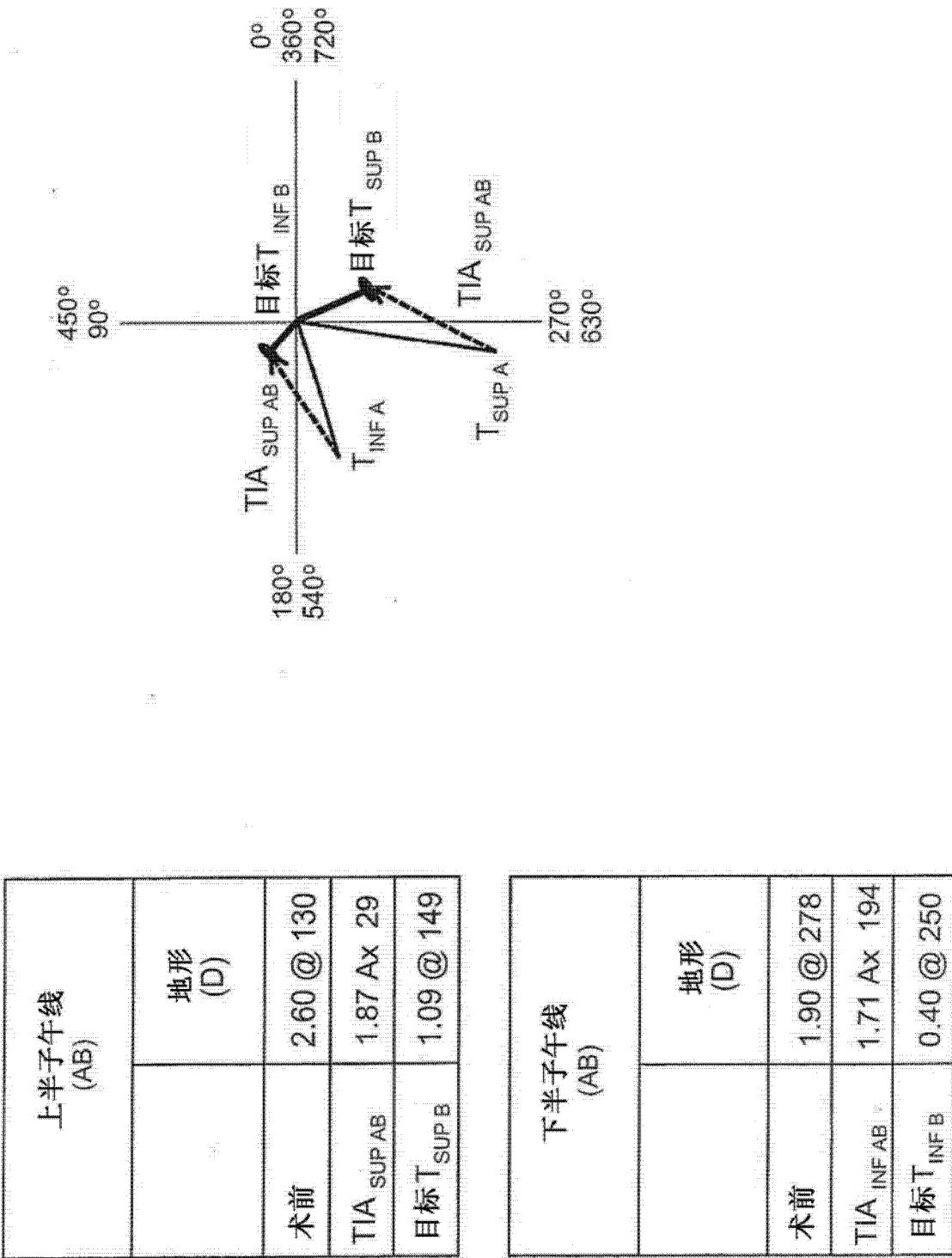


图 9a

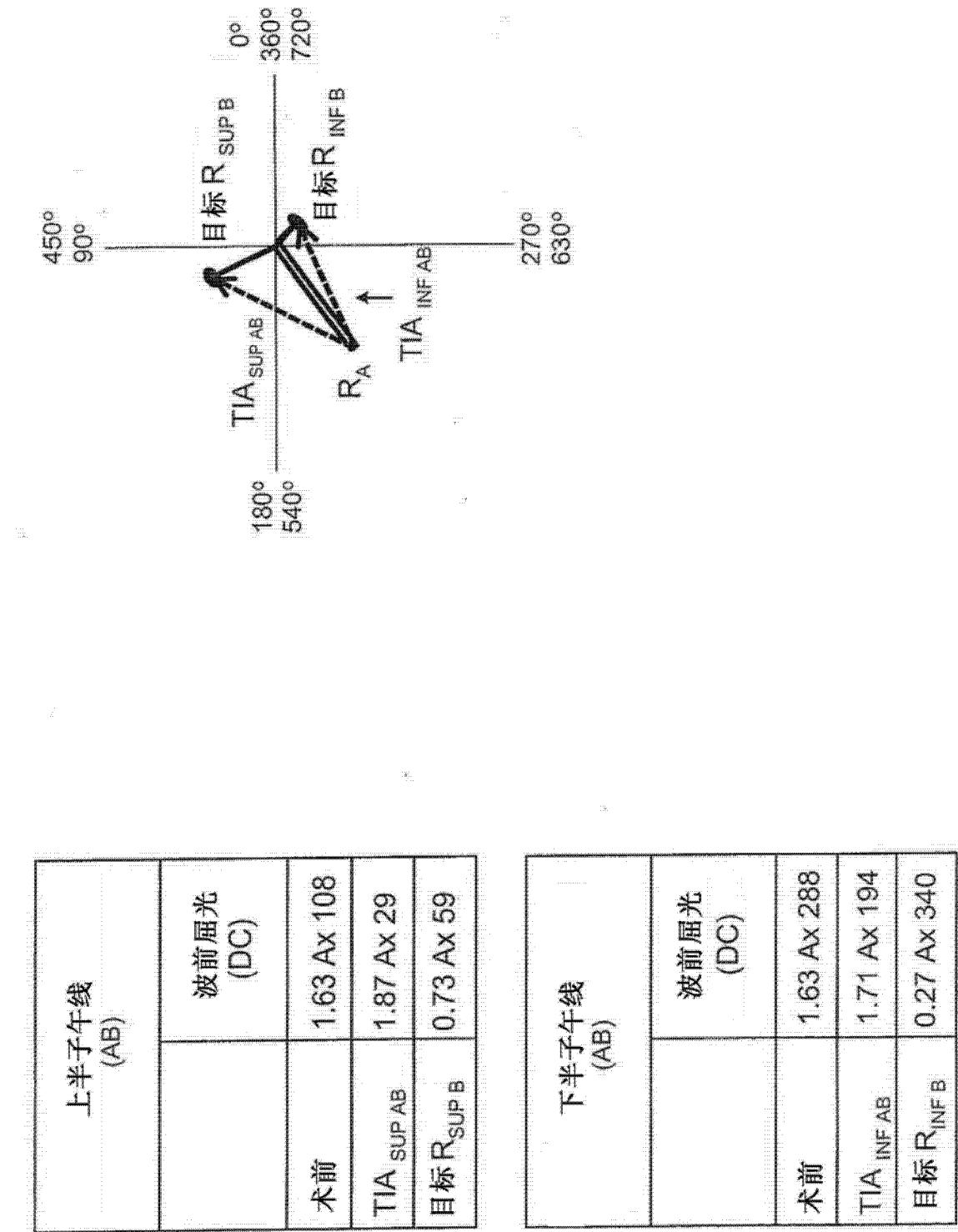
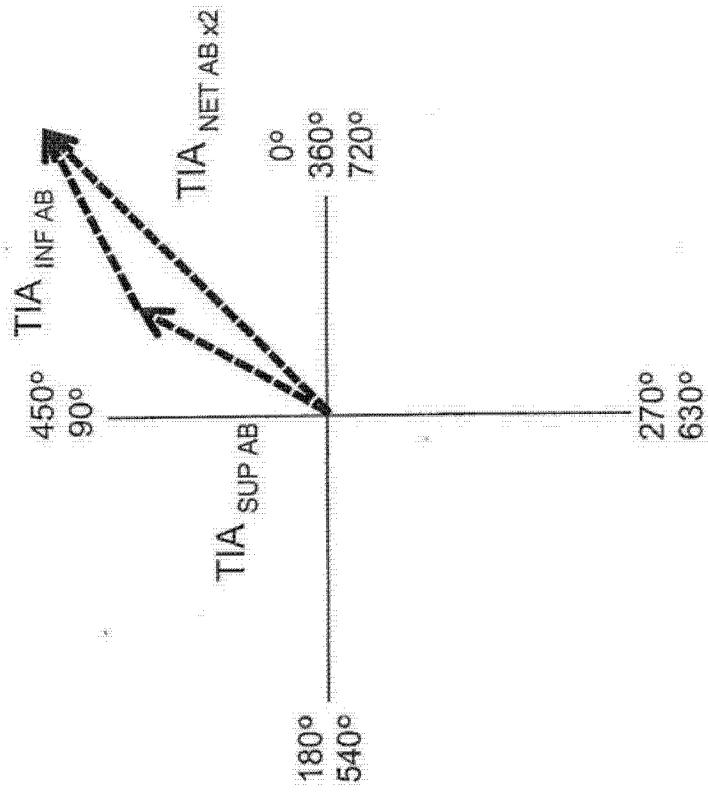


图 9b



$$TIA_{NET\ ABx1}(1.73\ Ax\ 22) = [TIA_{SUP\ AB}(1.87\ Ax\ 29) + TIA_{INF\ AB}(1.71\ Ax\ 194)] \times 1/2$$

图 10

目标 R_B 的计算 (AB)	
	正柱面屈光 (DC)
术前	+1.63 Ax 108
TIA NET AB	1.73 Ax 22
目标 R_B	+0.25 Ax 53
	-0.25 Ax 143

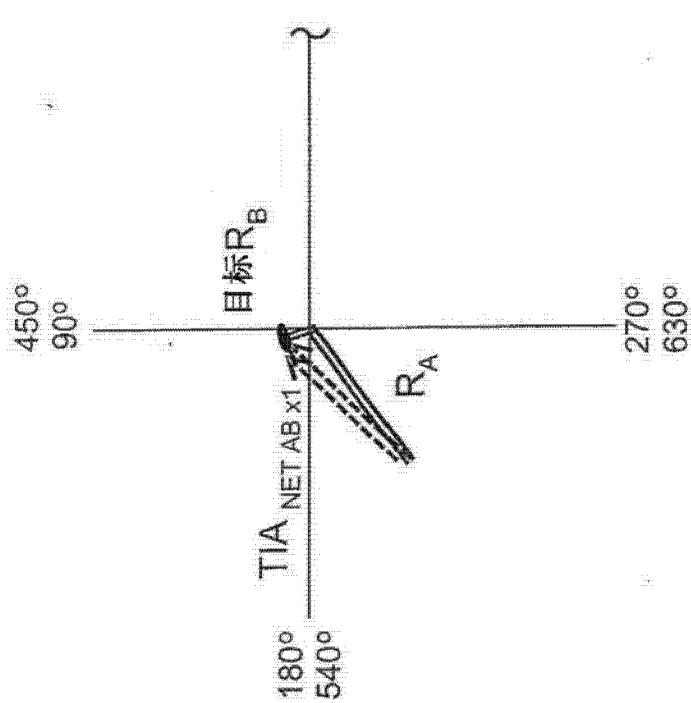


图 11a

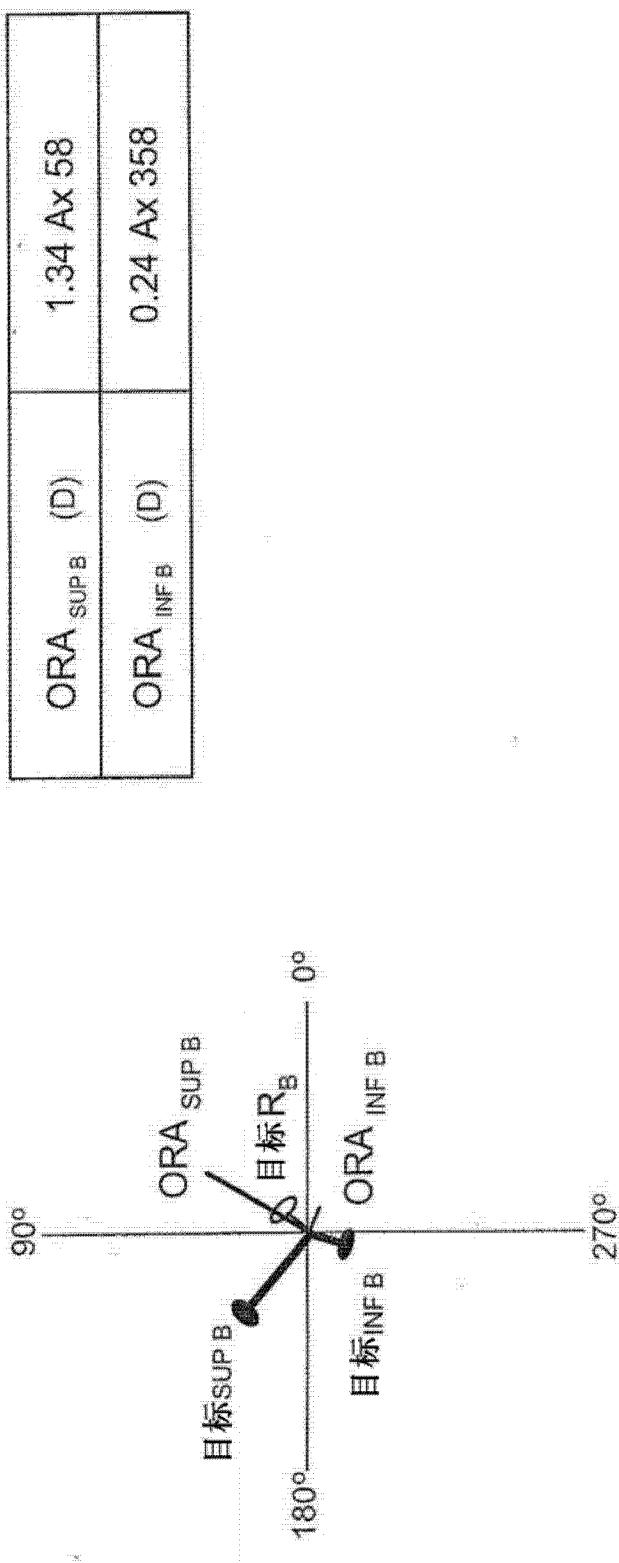


图 11b

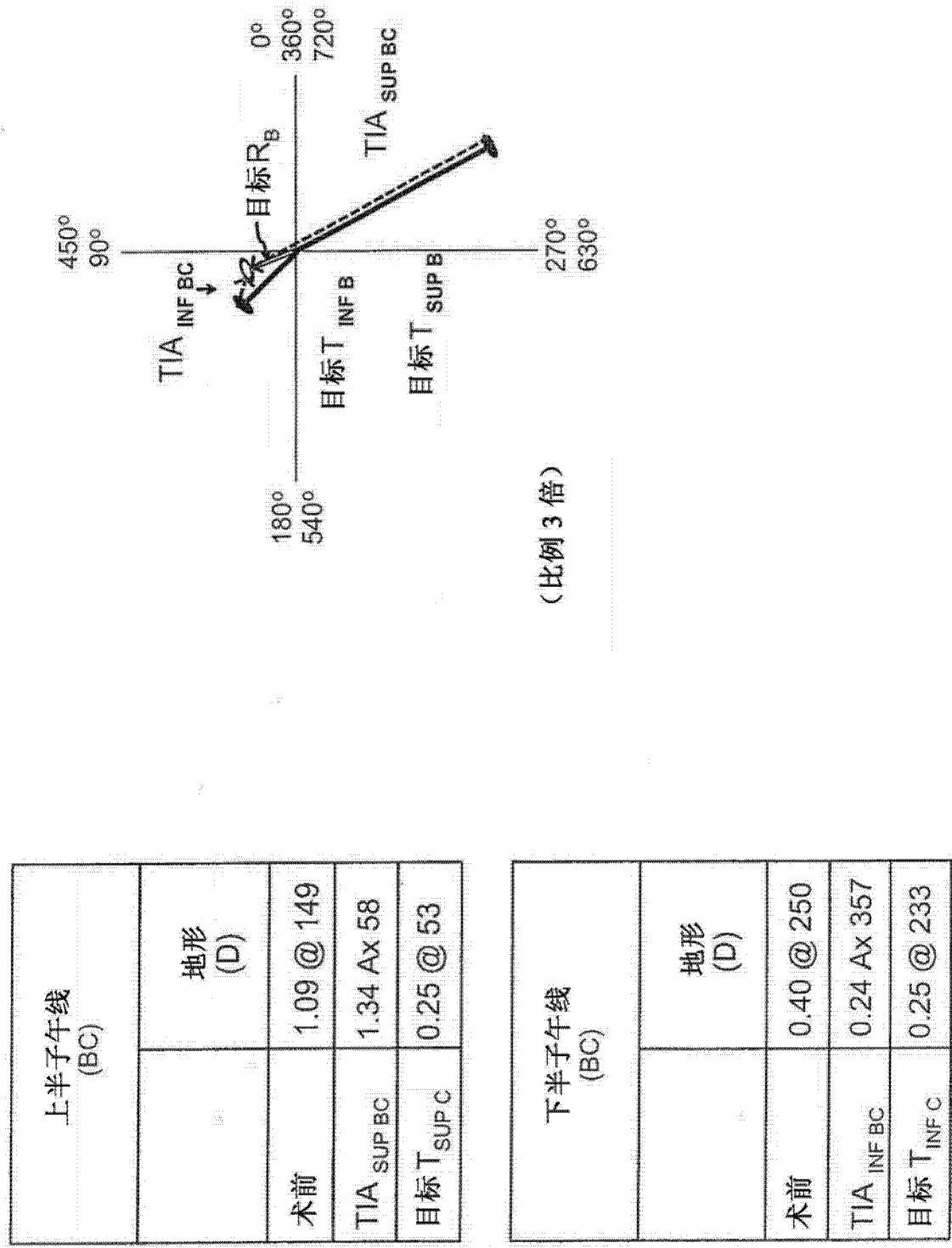


图 12a

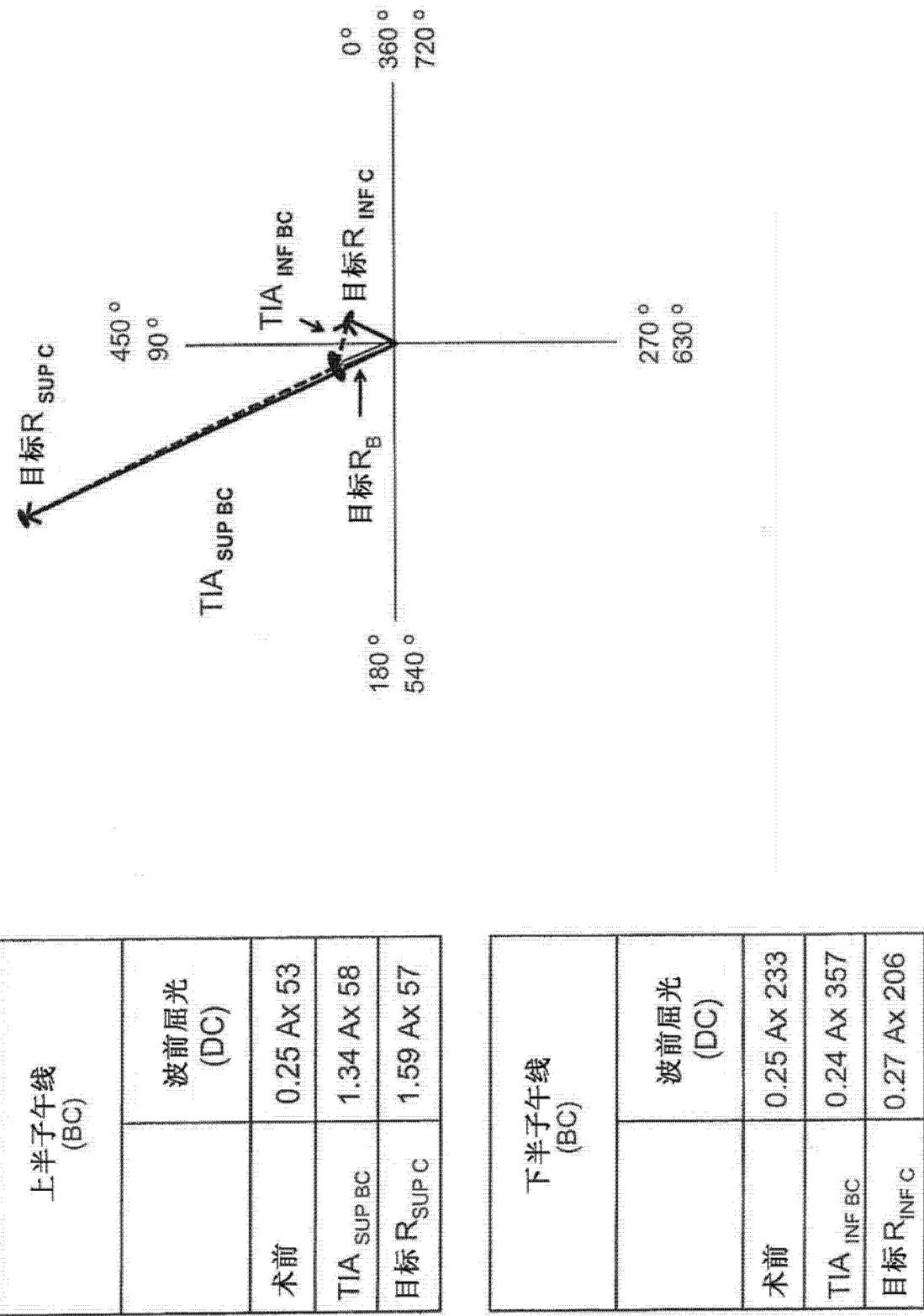
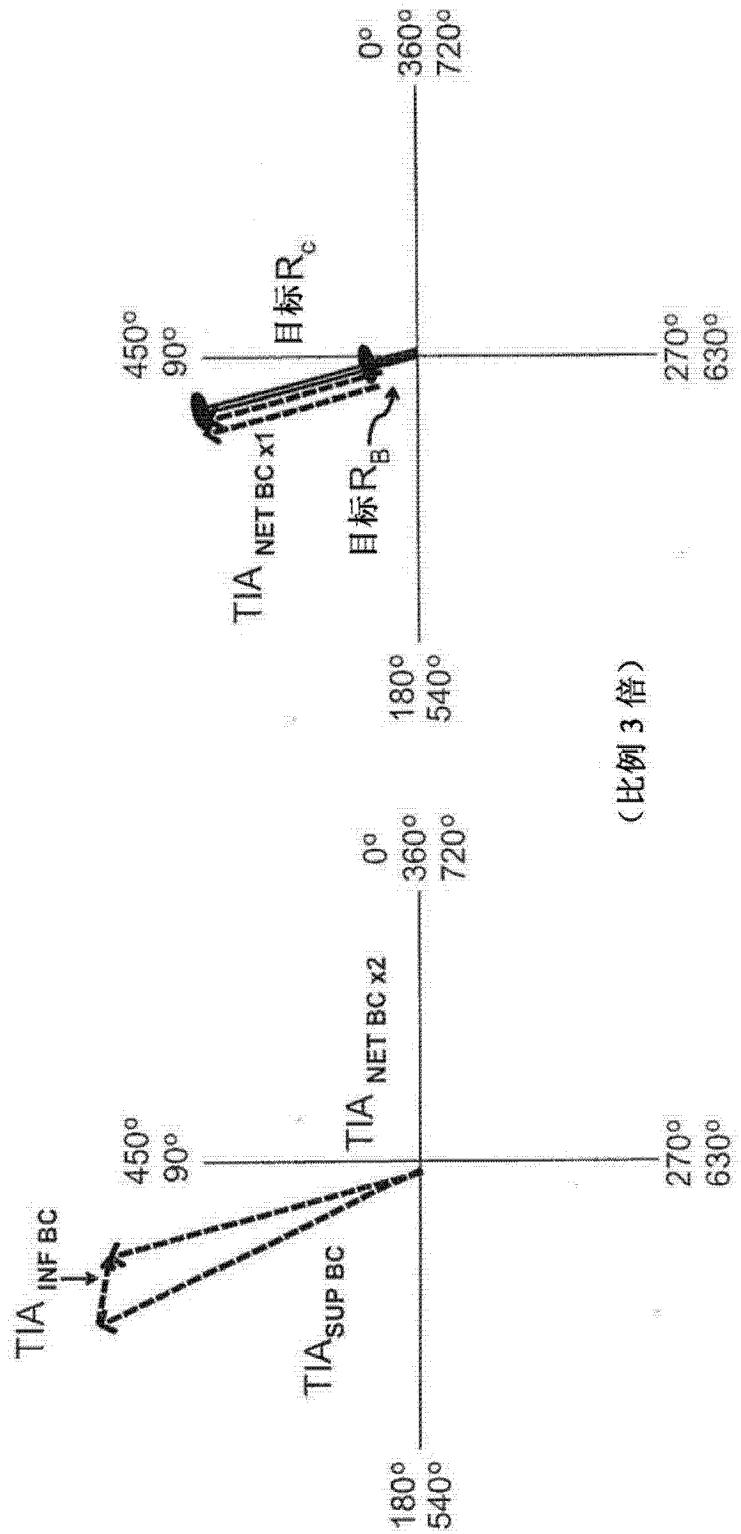


图 12b



平均 $TIA_{NET\ BC}(0.62Ax53) = [TIA_{SUP\ BC}(1.34Ax58) + TIA_{INF\ BC}(0.24Ax178)] \times 1/2$

图 13a

图 13b

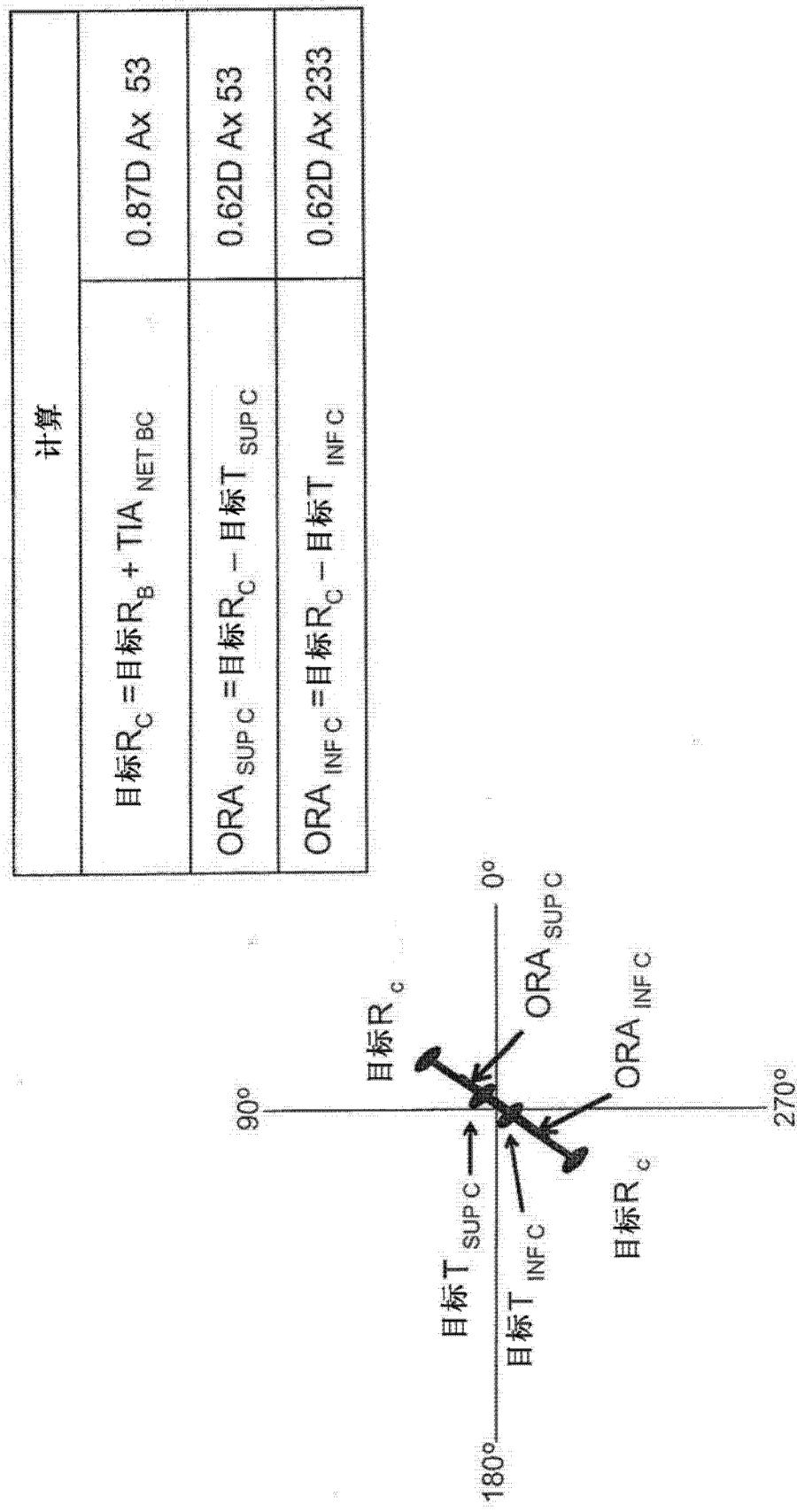
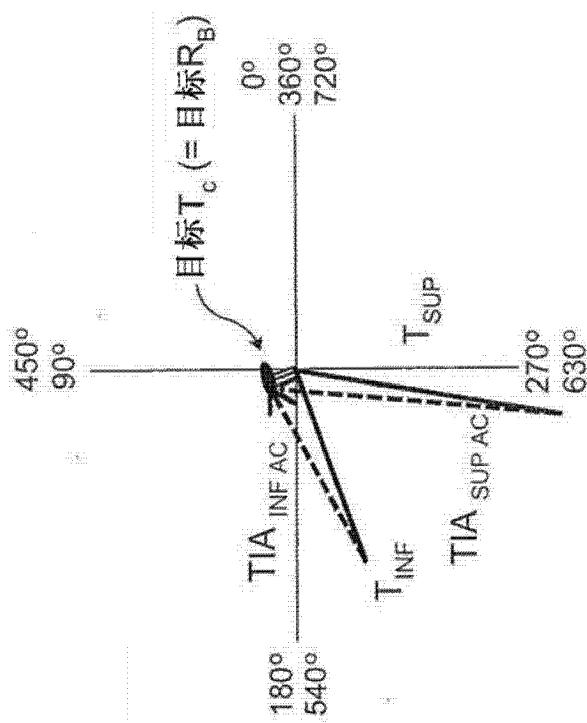


图 14



上半子午线 (AC)		下半子午线 (AC)	
	地形 (D)		地形 (D)
术前	2.60 @ 130		
$T_{IA\ SUP\ AC}$	2.84 Ax 41		
目标 $T_{SUP\ C}$	0.25 @ 53		

图 15

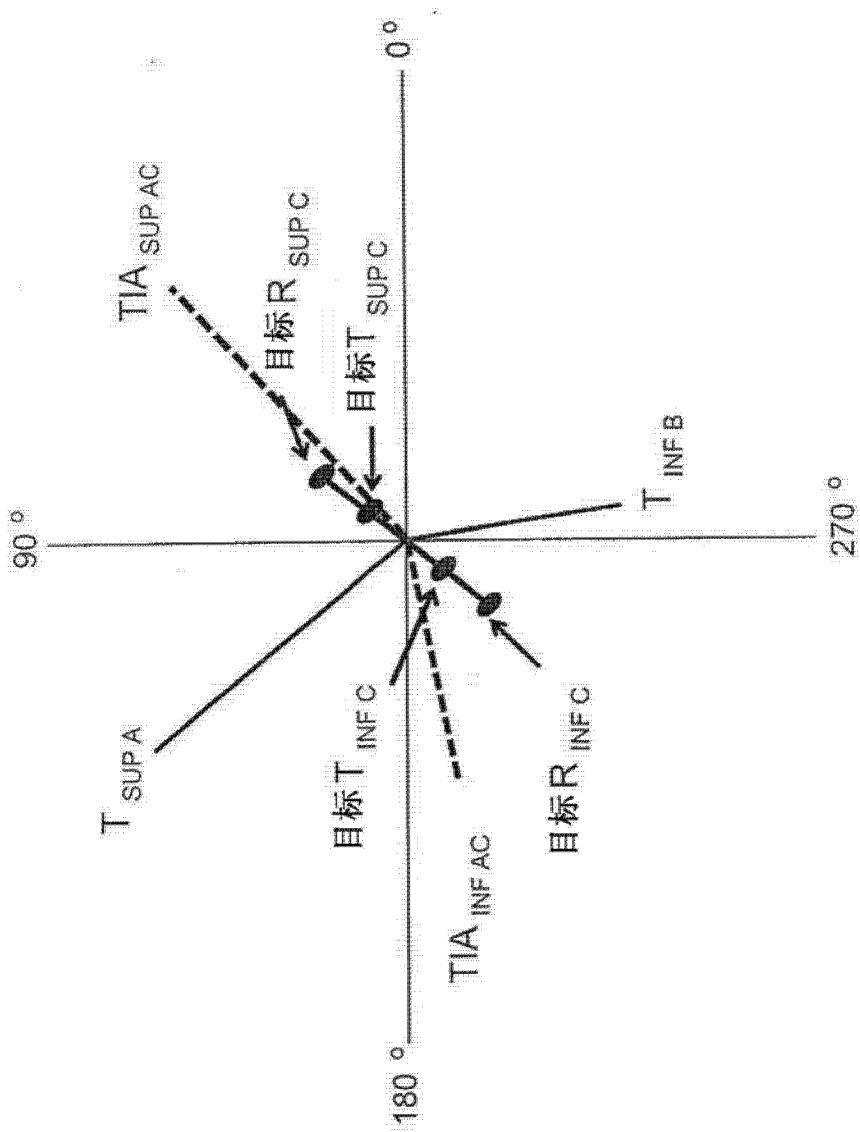


图 16

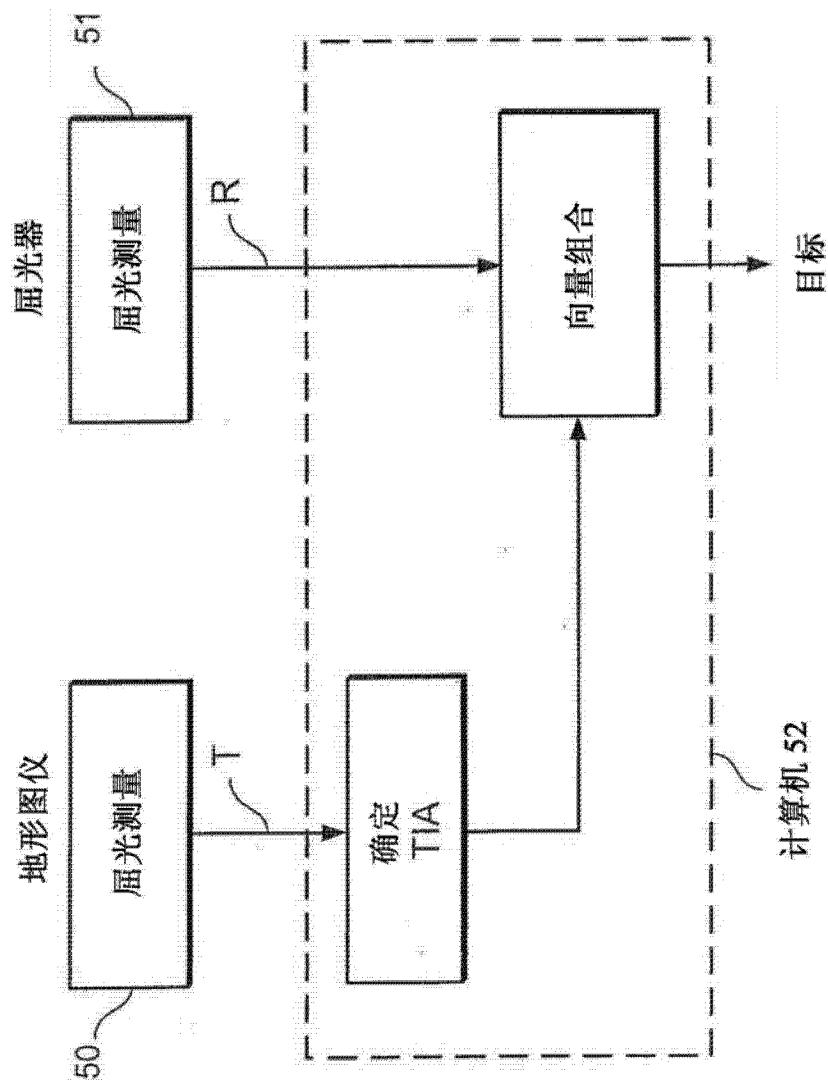


图 17

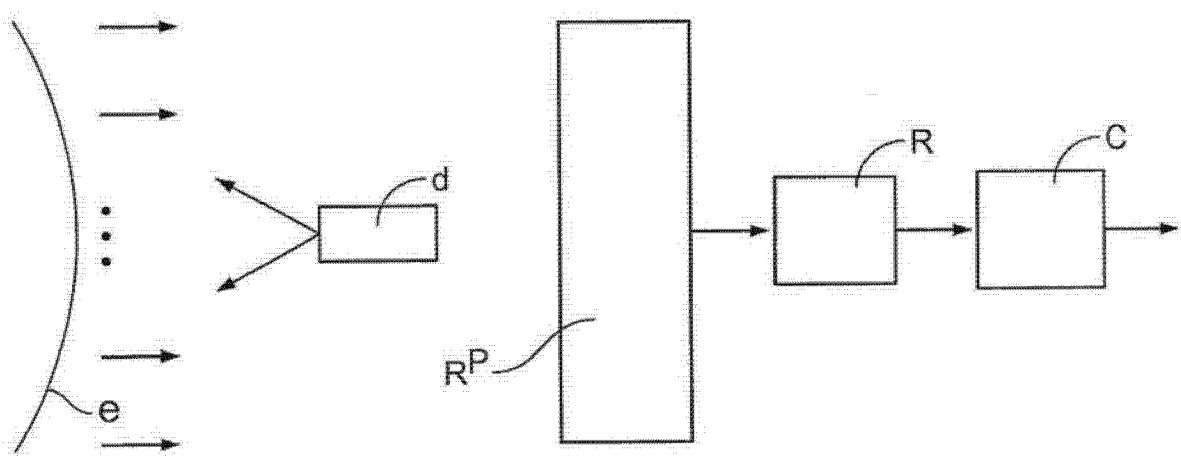


图 18

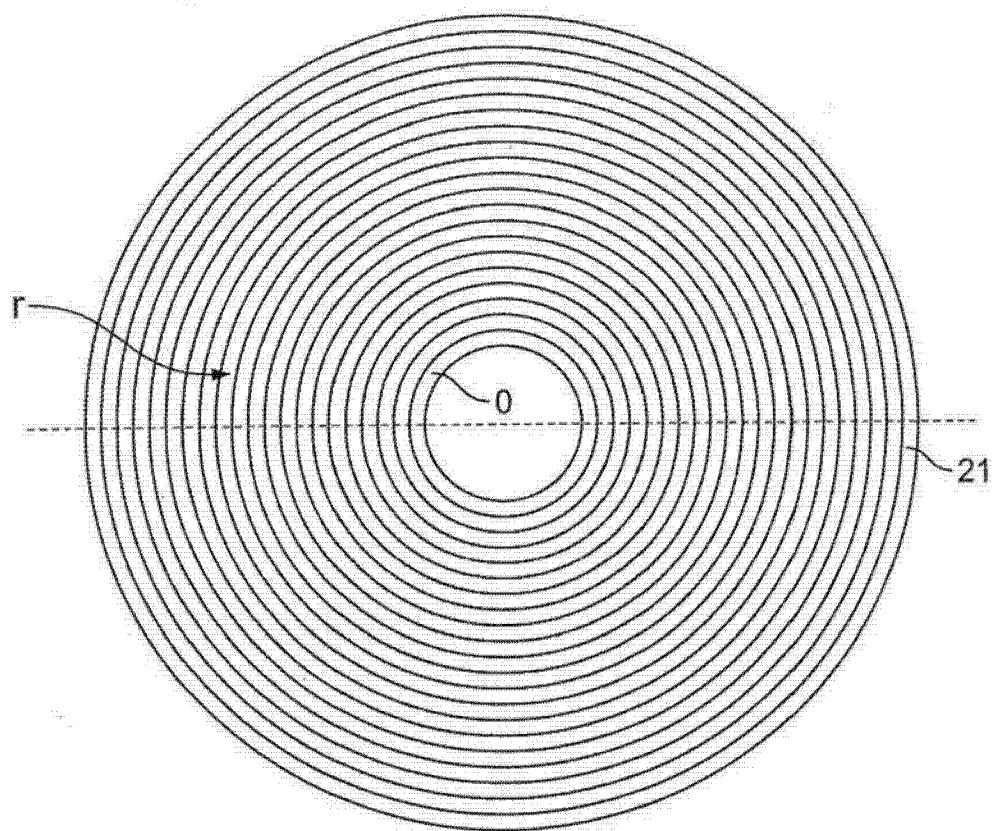
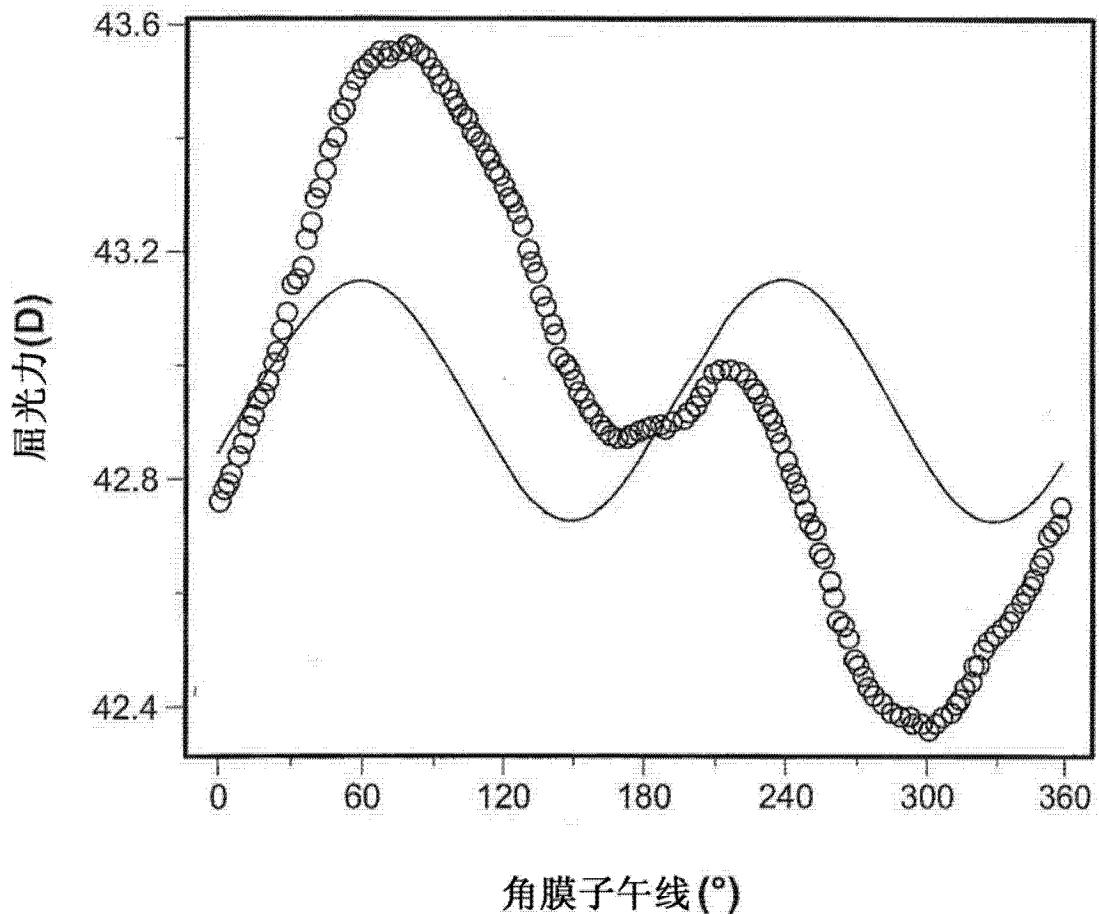


图 19



角膜子午线 (°)

图 20

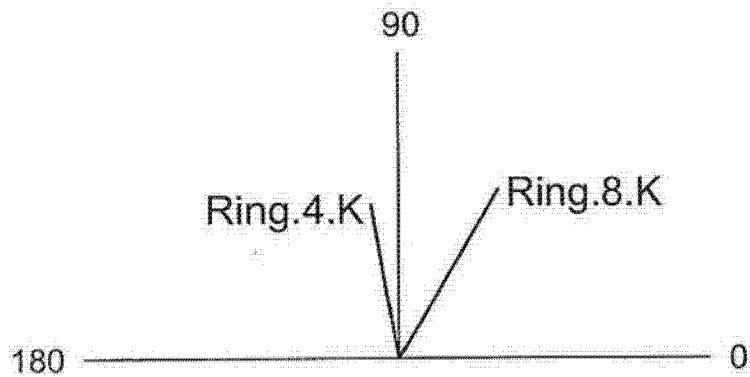


图 21A

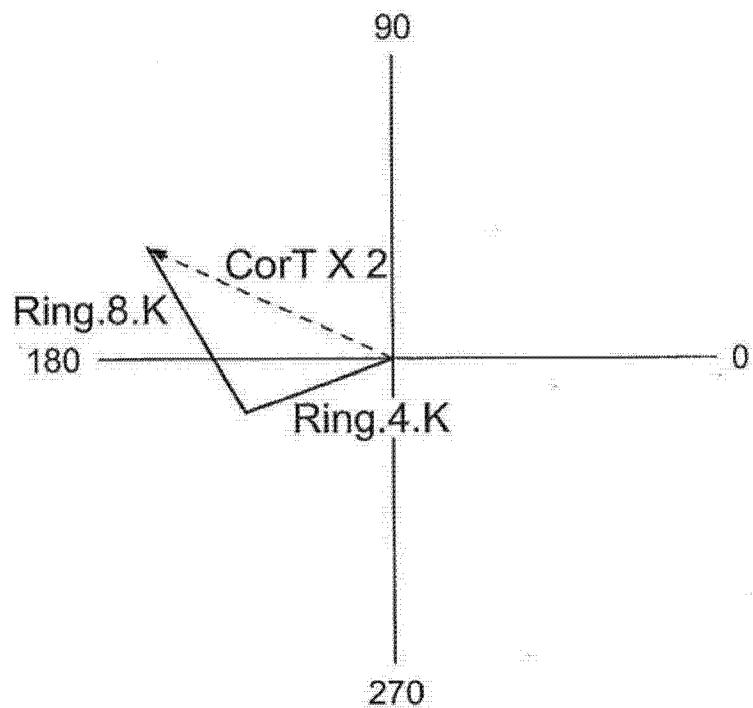


图 21B

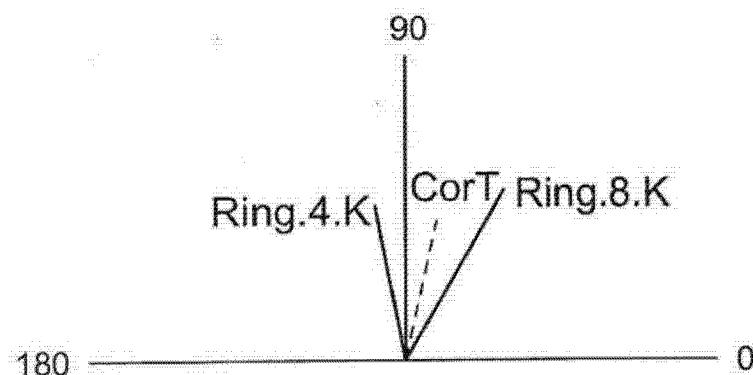


图 21C

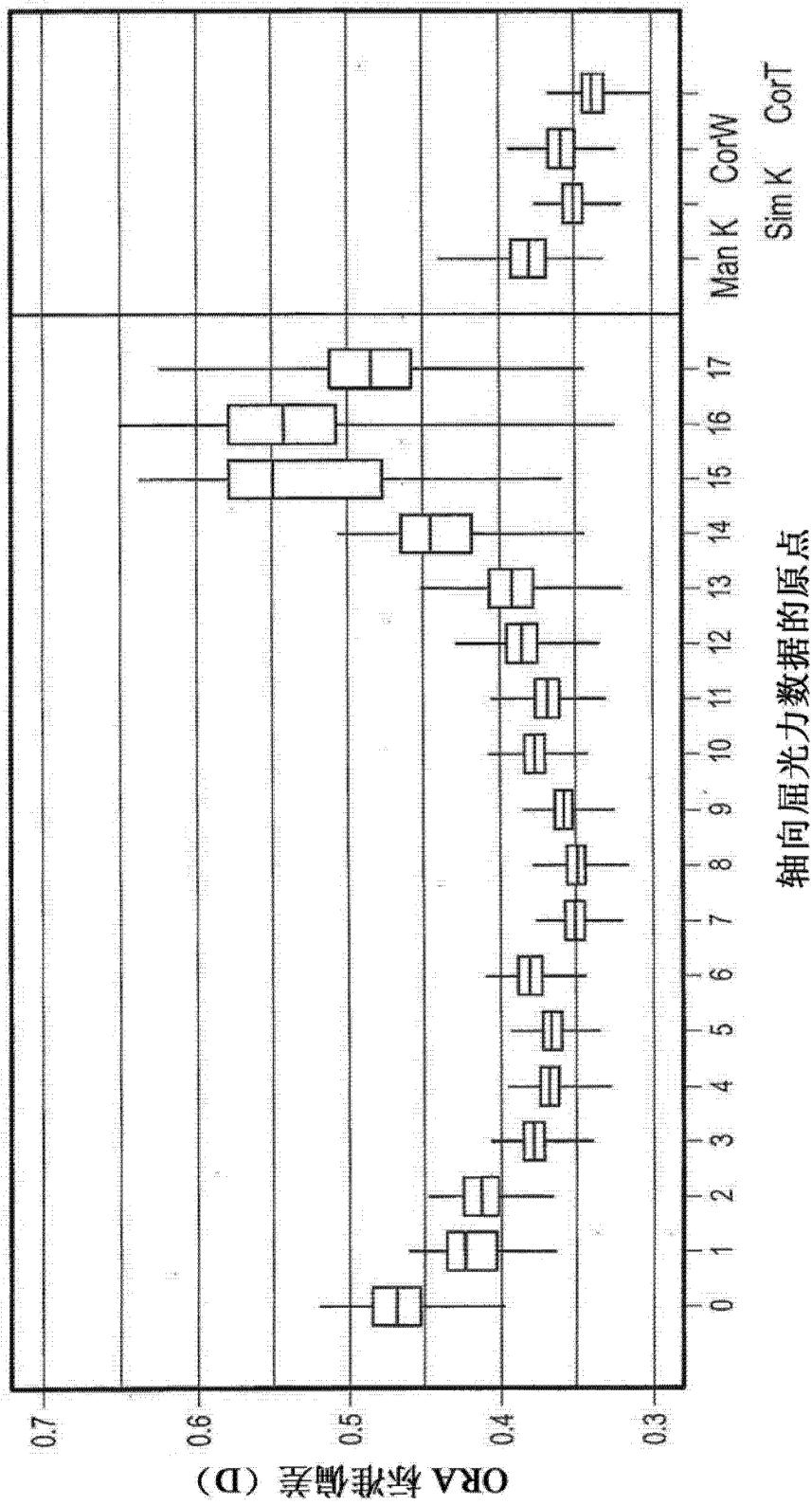


图 22

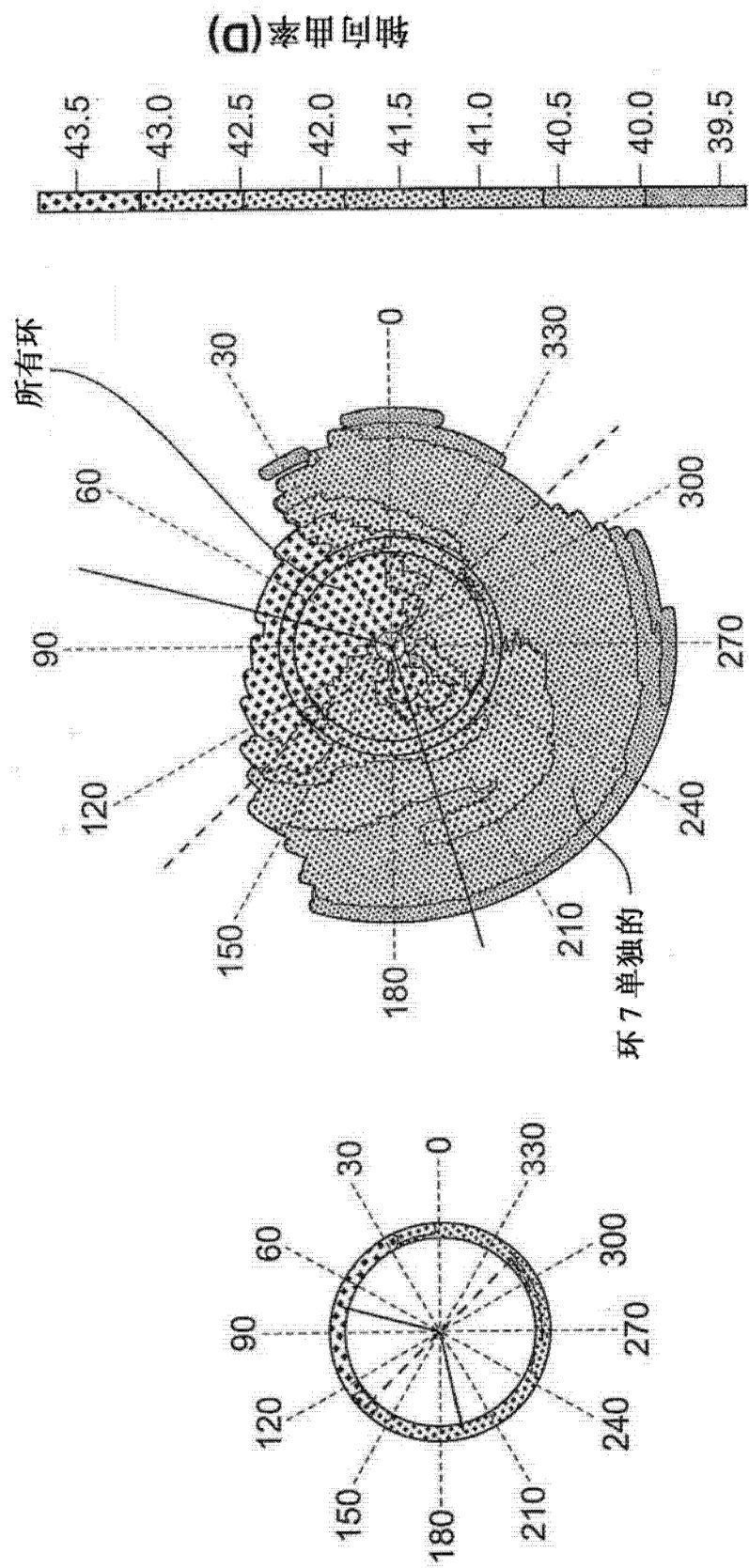


图 23