

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 3/032

A61F 9/013



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 96195837.5

[45] 授权公告日 2004 年 6 月 23 日

[11] 授权公告号 CN 1154431C

[22] 申请日 1996.5.3 [21] 申请号 96195837.5

[30] 优先权

[32] 1995.6.7 [33] US [31] 08/476,449

[86] 国际申请 PCT/AU1996/000257 1996.5.3

[87] 国际公布 WO1996/040027 英 1996.12.19

[85] 进入国家阶段日期 1998.1.24

[71] 专利权人 诺埃尔·A·阿尔平斯

地址 澳大利亚维多利亚

[72] 发明人 诺埃尔·A·阿尔平斯

审查员 陈海琦

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

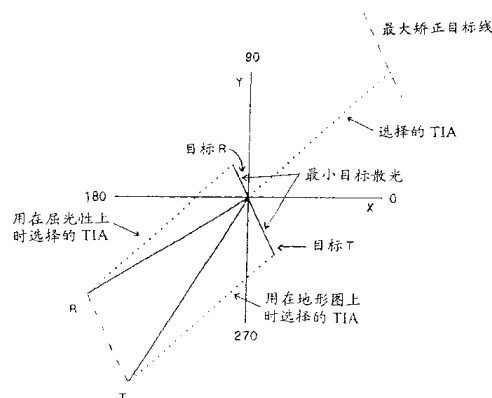
代理人 马莹

权利要求书 3 页 说明书 35 页 附图 36 页

[54] 发明名称 估计用于矫正病人眼睛散光的外科手术参数的方法

[57] 摘要

一种用外科手术处理病人的一只眼以矫正散光的方法，其中散光的值是用地形图和屈光性测量的，而且通过将用地形图测得的散光值与屈光性测得的散光值相加，和反过来相加，获得用于以地形图和屈光性测量的散光值的目标诱发散光的极限值。获得基于极限值的用屈光性和地形图测得的分别的散光目标值，而且用介于各极限值之间的目标诱发散光进行外科手术处理，它提供分别的地形图和屈光性的非零目标散光值，其和为一极小值。



1. 一种计入散光的屈光性和地形图测量值的估计用于矫正病人眼睛散光的外科手术参数的方法，包括：
- 5 基于病人眼角膜上的地形图，测量病人眼散光的幅值和轴向；
 基于所述眼的屈光性的矫正，测量病人眼散光的幅值和轴向；以及
 基于用屈光性和地形图对散光的测量二者，确定外科手术参数；
 所述外科手术参数是如下确定的：
- a) 一方面，在所述屈光性测量散光的各值上加上所述用地形图测量的
10 散光值，另一方面，在用地形图测量散光的值上加上所述用屈光性测量散光的值，以获得分别用于屈光性和地形图的非零目标散光值；和
 b) 基于两种所述目标散光值建立所述外科手术参数，使得用于屈光性和地形图的目标散光值的和为一个极小值；
 从而，当用地形图和屈光性测量时，基于所述参数，手术后眼中的散
15 光将是一个极小值。
2. 如权利要求 1 的方法，其中将从屈光性和地形图分别测量获得的散光值幅值和轴向画在一个倍角矢量图上，以确定所述外科手术参数。
3. 如权利要求 1 的方法，其中将屈光性和地形图测量的所述目标散光值画为位于所述倍角矢量图上一条直线上的矢量。
- 20 4. 如权利要求 1 的方法，其中所述方法还包括基于各自的目标散光值的取向，在地形图和屈光性的测量之间分配所述目标散光值。
5. 如权利要求 4 的方法，其中所述目标散光值的分配是基于各自目标散光值相对于一个“循规性”取向的取向。
6. 如权利要求 1 的方法，其中对于具有非对称地形图的眼睛，所述方
25 法还包括：
 将角膜视为分成两个半部，和
 确定用于彼此独立的每个半部的所述外科手术参数。
7. 如权利要求 6 的方法，其中基于所述每个半部的参数获得对整个眼睛的分解的处理参数。
- 30 8. 如权利要求 6 的方法，其中所述外科手术参数包括一个相对于散光轴成 45° 角的力，用作一个扭力以改变散光轴，并增大散光的幅值。

9. 如权利要求 1 的方法, 其中求和的所述散光值为用屈光性和地形图测量的幅值和轴的值之间的矢量差, 以获得一个等于用于屈光性和地形图的所述非零目标散光值的和的矢量。

10. 如权利要求 9 的方法, 其中在一个倍角矢量图上, 获得所述用地形图 5 图和屈光性方法测量的散光值之间的矢量差。

11. 一种计入散光的屈光性和地形图测量值的估计用于矫正病人眼睛散光的外科手术参数的方法, 包括如下步骤:

基于病人眼角膜上的地形图, 测量病人眼散光的幅值和轴向;

基于所述眼的屈光性的矫正, 测量病人眼散光的幅值和轴向; 以及

10 基于用屈光性和地形图对散光的测量二者, 确定外科手术参数以矫正散光;

所述外科手术参数是如下确定的:

a) 一方面, 在所述屈光性测量散光的各值上加上所述用地形图测量的散光值, 另一方面, 在用地形图测量散光的值上加上所述用屈光性测量散光的值, 以获得分别用于屈光性和地形图的非零目标散光值; 15

b) 基于两种所述目标散光值建立操作参数, 使得在使用所述操作参数手术之后, 基于屈光性和地形图测量的残余散光为一个极小值;

并且, 其中对于具有不规则性散光的眼睛, 所述操作参数在角膜的两个半部中确定, 由于不规则散光导致在两个半部中测量的地形图值在幅度、轴向上不相等或者二者均不相等, 在所述角膜的两个半部中确定的所述外科手术参数幅度相等、角度偏差 90° ; 20

从而, 基于所述外科手术参数, 矫正后病人眼中的散光在两个半部中正交对称。

12. 如权利要求 11 的方法, 其中将从屈光性和地形图分别测量获得的散光值幅值和轴向画在一个倍角矢量图上。 25

13. 如权利要求 12 的方法, 其中将屈光性和地形图测量的所述散光值画在所述倍角矢量图上作为矢量, 并且所述外科手术治疗参数位于所述倍角矢量图的一条直线上。

14. 如权利要求 11 的方法, 其中在倍角矢量图上获取屈光性和地形图 30 测量的散光值之间的矢量差。

15. 如权利要求 11 的方法, 其中从所述操作参数中计算所述外科手术

散光值，以提供最小残余视觉散光。

16. 如权利要求 11 的方法，其中从所述操作参数中计算所述外科手术参数，使得所述操作参数的平均屈光性散光成分没有变化。

17. 如权利要求 11 的方法，其中所述外科手术参数从所述操作参数确定，以使残余散光移向“循规性”取向。

18. 如权利要求 11 的方法，其中通过将一个半部中的地形图值移向以在矢量上与另一个所述半部的地形图值一致，从所述操作参数中计算所述外科手术参数。

19. 如权利要求 11 的方法，其中在所述两个半部中分别测量屈光性散光。

20. 如权利要求 19 的方法，其中通过矢量相加在两个半部中测量的各自的屈光性散光值，计算平均屈光性散光值。

估计用于矫正病人眼睛散光的外科手术参数的方法

5 技术领域

本发明涉及一种分析散光的方法，所述方法可用来提供信息，使外科医生可以矫正病人的散光，并且还提供与用于矫正散光的外科手术有关的数据，外科医生可以用所述数据来改进技术和外科手术成功度，本发明还涉及一种用于进行角膜外科手术的一种装置。

10 本发明具体涉及计入病人眼睛的屈光性和地形图的测量的用外科手术矫正散光的方法。

背景技术

现行的分析散光的方法局限于计算在从手术前的状态获得手术后的结果的由外科手术诱发变化的矢量。

15 这能够允许确定总的诱发散光和作用在眼睛上矢量力的方向。当一系列手术进行比较和分析时，所述方法还能用来计算平均的总的诱发的术后散光。可是，在 180° 圆弧范围内，手术诱发的散光(SIA)的轴通常发生显著变化。当成相反或部分相反方向的矢量在不同程度上彼此抵消时，由于人们不能获得矢量的平均方向性变化，对一系列的散光变化作出有意义的比较是极为困难的。

一些外科医生的一种作法是采用对每个病人的结果分别列表的唯一选择，把它留给看此表的人来估计任何趋势。一些外科医生试图提供结果的一种概观，但因为诱发散光矢量具有不同取向，所以缺乏导出作为一组的各诱发散光矢量的趋势的手段。

25 在确定用于轴的所述趋势中，求角度的平均值是无效的，求角度平均值也不能探寻从手术前至手术后散光状态轴的变化。所述求角度平均的方法不能评价所得手术结果的成功或理想程度；此外，它也不能表示手术目的被完成的程度。已有这样一种作法，通过引入近似，即轴变化度数值随期望的和观察的(实现)轴的差的余弦而变化，来试图探寻出用于修正所述轴变化度数的幅值的复杂性。这个幅值的修正值被替换作为在切口轴成柱面
30 90° 处，即所谓“正常(proper)”轴处测量的手术诱发散光的值。已有人提

出把所谓 Naylor 方程编入要求稍作改动的计算机程序,以求解不定性并基本上再现 Naylor 表。

用于计算 SIA 的公式由其轴成不同角度的两个平柱面透镜的合成来导出;该公式由一些使用确认散光变化的幅值和轴的图形方法的外科医生所相继采用。Jaffe 和 Clayman 通过矢量分析,采用直角和极坐标来用角膜散光手术前后的已知值确定用于计算 SIA 和其轴的公式。Hall 基于 Martin 和 Welford 对 Euler 的曲面定理的推论(1827 年 Airy 研究的),导出类似的公式。

Euler 定理指出“柱面或复曲面的任意两个垂直部分的曲率之和为一常数”,这提供了在 Jaffe 和 Naeser 矢量分析方法之间的联系。Naeser 方法计算在散光轴不在 90° 或 180° 子午线时产生的散光的极性值,所述方法的使用主要在于用来解释诱发极性(循规性(with - the - rule)和反循规性(against - the - rule))变化的手术结果,如白内障和植入手术(经过或没有经过横向散光角膜切削术)的结果。

散光是一种唯一的屈光性误差,引起视觉分解能力减退,并产生如眩光、单眼复视、视力疲劳和图像畸变等症状。近若干年来,散光的控制和矫正是屈光性、白内障和角膜外科医生非常关心的。仅当人们知道了对散光变化的幅值和轴向的分量部分时,才可能由一次或复合手术来减少或消除散光。现行的分析技术不允许我们对一系列配对的手术组,或对一个单独手术分别地比较幅值和轴向,但只有用这种方式我们能够完善散光外科手术。我们需要能够确定要采用的最好技术;我们还需能确定突出手术目的的失败是由于个别病人的原因,或由于机器或技术错误造成。现代激光技术使我们有能力以前所未有的灵巧程度来调整我们的技术;这反过来需要这样的分析系统,该系统允许我们精确地定量和科学地评价所述结果。

发明内容

本发明提供一种计入散光的屈光性和地形图测量值的估计用于矫正病人眼睛散光的外科手术参数的方法,包括:

基于病人眼角膜上的地形图,测量病人眼散光的幅值和轴向;
基于所述眼的屈光性的矫正,测量病人眼散光的幅值和轴向;以及
基于用屈光性和地形图对散光的测量二者,确定外科手术参数;

所述外科手术参数是如下确定的:

a) 一方面,在所述屈光性测量散光的各值上加上所述用地形图测量的

散光值，另一方面，在用地形图测量散光的值上加上所述用屈光性测量散光的值，以获得分别用于屈光性和地形图的非零目标散光值；和

b) 基于两种所述目标散光值建立所述外科手术参数，使得用于屈光性和地形图的目标散光值的和为一个极小值；

5 从而，当用地形图和屈光性测量时，基于所述参数，手术后眼中的散光将是一个极小值。

本发明还提供一种计入散光的屈光性和地形图测量值的估计用于矫正病人眼睛散光的外科手术参数的方法，包括如下步骤：

基于病人眼角膜上的地形图，测量病人眼散光的幅值和轴向；

10 基于所述眼的屈光性的矫正，测量病人眼散光的幅值和轴向；以及

基于用屈光性和地形图对散光的测量二者，确定外科手术参数以矫正散光；

所述外科手术参数是如下确定的：

a) 一方面，在所述屈光性测量散光的各值上加上所述用地形图测量的散光值，另一方面，在用地形图测量散光的值上加上所述用屈光性测量散光的值，以获得分别用于屈光性和地形图的非零目标散光值；

b) 基于两种所述目标散光值建立操作参数，使得在使用所述操作参数手术之后，基于屈光性和地形图测量的残余散光为一个极小值；

20 并且，其中对于具有不规则性散光的眼睛，所述操作参数在角膜的两个半部中确定，由于不规则散光导致在两个半部中测量的地形图值在幅度、轴向上不相等或者二者均不相等，在所述角膜的两个半部中确定的所述外科手术参数幅度相等、角度偏差 90° ；

从而，基于所述外科手术参数，矫正后病人眼中的散光在两个半部中正交对称。

25 附图说明

以下用实例，结合附图描述本发明的优选实施例。

图 1 是一个图形，表示用于一个病人的典型的手术前的，目标的和实现的散光值；

图 2、3 和 4 是示于图 1 的，用于各散光值的倍角矢量图；

30 图 5 是表示倍角矢量图的一个图，而且特别是表示目标散光值，目标诱发散光矢量和差矢量；

图 6 是表示半角外科手术矢量的一个视图;

图 7 表示一个图, 图中分析图 6 的所述外科手术矢量;

图 8 是一个用于执行角膜外科手术的装置的示意图;

图 9 是一个图, 表示对 100 个随机研究的病人的屈光和地形图方法测
5 量的散光值;

图 10 用图形说明用于病人的、相对于地形图子午线的轴向变化;

图 11 用图形说明病人的、相对于地形图子午线的幅值变化;

图 12 用图形说明病人的剩余散光;

图 13 用图形说明病人的剩余散光量相对于幅值变化的关系;

10 图 14 用图形说明病人的剩余散光量相对于轴变化的关系;

图 15a 是一个散光和外科手术矢量图;

图 15b 表示图 15a 中画在倍角矢量图上的矢量, 各矢量的参数示于相
邻矢量图的框内;

图 16a 是表示用地形图的处理的倍角矢量图, 各矢量的参数陈述在相
15 邻于矢量图的箱内;

图 16b 是表示用屈光的处理的倍角矢量图, 各矢量的参数示于相邻矢
量图的框内;

图 17a 是一个倍角矢量图, 表示带有目标诱发散光矢量的处理, 以产
生最小目标散光, 所述矢量的参数示于相邻所述矢量图的框内;

20 图 17b 是一个倍角矢量图, 表示带有一个最佳目标诱发散光矢量的处
理, 以实现最佳的最小目标散光, 所述矢量的参数示于相邻所述矢量图的
框内;

图 18a 是一个倍角矢量图, 表示不考虑最小目标散光的处理, 用来说
明过矫正, 所述矢量的参数示于相邻所述矢量图的框内;

25 图 18b 是一个倍角矢量图, 表示不考虑最小目标散光的处理, 用来说
明欠矫正, 所述矢量的参数示于相邻所述矢量图的框内;

图 19 用图形说明, 强调用于不同范例的外科手术处理的变化;

图 20a 用图形说明用于眼的上方和下方的半部的一个眼矢量图上的叠
加, 所述矢量的参数示于相邻所述矢量图的框内;

30 图 20b 用图形说明一个倍角矢量图, 示出图 20a 的处理矢量的分解;

图 20c 用图形说明一个倍角矢量图, 表示用于图 20a 的眼的半部的最

佳处理;

图 21a 用图形说明散光和外科手术矢量以在眼上产生散光扭矩, 所述矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

5 图 21b 用图形说明在一个倍角矢量图上图 21a 的所述参数, 所述矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

图 22a 用图形说明类似于图 21a 的散光和外科手术矢量, 但具有角膜变平, 所述矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

图 22b 说明在一个倍角矢量图上图 22a 的矢量, 各矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

10 图 23a 是一个矢量图, 说明变平或变陡对术后散光的影响, 所述矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

图 23b 说明在一个倍角矢量图上图 23a 的所述矢量, 所述矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

15 图 24a 用在眼上的叠加来图示说明用于实现散光扭矩的所述眼的上方和下方半部的矢量图, 所述矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

图 24b 表示在一个倍角矢量图上图 24a 的所述矢量;

图 25a 是类似于图 24a 的, 用于在不改变屈光性散光情况下, 进行处理以实现正交对称散光, 所述矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

图 25b 表示在一个倍角矢量图上图 25a 的各矢量;

20 图 25c 表示图 25b 中处理矢量的分解;

图 26a 类似于图 25a, 是进行处理以获得取向偏移指向有利于“循规法”取向的正交对称散光, 所述矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

图 26b 表示在一个倍角矢量图上图 26a 的所述矢量;

图 26c 表示从图 26b 处理矢量的分解;

25 图 27a 类似于图 26a, 是进行处理以获得带有最小剩余散光的正交对称散光, 所述矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

图 27b 表示在一个倍角矢量图上图 27a 的所述矢量;

图 27c 表示图 27b 中处理矢量的分解;

30 图 28a 类似于图 27a, 是进行处理以在一个优选取向获得正交对称散光, 所述矢量的参数示于邻近所述矢量图的框内;

图 28b 表示在一个倍角矢量图上图 28a 的所述矢量;

图 28c 表示从图 28b 处理矢量的分解;

图 29a 类似于图 28a, 是进行处理以获得任何期望的标称角膜散光;

图 29b 表示在一个倍角矢量图上图 29a 的所述矢量;

图 29c 表示从图 29b 处理矢量的分解。

5 具体实施方式

用于一个典型的病人的用来评价结果的所述散光值示于图 1 中, 它们是:

- (1)术前散光, 幅值 K_1 , 在最陡的轴 θ_1 处的屈光度
- (2)目标的或想达到的散光, 幅值 K_2 , 在最陡的轴 θ_2 处的屈光度
- 10 (3)实现的散光, 幅值 K_3 , 在最陡的轴 θ_3 处的屈光度, 其中 K_1 , K_2 和 K_3 是在最陡的轴 θ_1 , θ_2 和 θ_3 处, 在角膜最陡和最平的曲率间的差值。

例如, 手术前的散光是在 20° 角处 4.00 屈光度, 目标或想达到的散光是在 70° 处 0.75 屈光度, 而实现的散光是在 125° 处 1.25 屈光度。

散光通常表示在 0° 至 180° 方向。这种表示法使结果的解释复杂化, 表现在散光从, 如, 从 5° 的术前值变为 175° 的术后值在图上看和数字上都表现为改变 170° , 而其实只改变 10° 。

将角度加倍确保在 360° 方向检查结果, 因此可使用直角坐标。将角度加倍使在手术前, 目标或想达到的和实现的散光值之间差的解释简化了, 而且为了确定外科手术矢量的幅值和方向必须这样做。图 2 至 4 表示一个
20 倍角矢量图, 其中在图 1 中的所述角已经加倍。

为了计算角度和幅值, 首先把极坐标变换成直角坐标如下:

$$\begin{aligned} X_1 &= K_1 \cos(2\theta_1) \\ Y_1 &= K_1 \sin(2\theta_1) \\ X_2 &= K_2 \cos(2\theta_2) \\ 25 \quad Y_2 &= K_2 \sin(2\theta_2) \\ X_3 &= K_3 \cos(2\theta_3) \\ Y_3 &= K_3 \sin(2\theta_3) \end{aligned}$$

其中: X_1 、 X_2 和 X_3 是在 360° 矢量图上的 X 轴坐标, 而 Y_1 、 Y_2 和 Y_3 是 Y 轴坐标。

图 5 表示所述目标或想达到的诱发散光(TIA)矢量, 外科手术诱发散光(SIA)矢量和差矢量。

因此, 在手术前(1), 目标(2)和实现(3)散光的 X 和 Y 轴坐标之间的差矢量是:

$$5 \quad X_{12} = X_2 - X_1$$

$$Y_{12} = Y_2 - Y_1$$

$$X_{13} = X_3 - X_1$$

$$Y_{13} = Y_3 - Y_1$$

$$X_{32} = X_2 - X_3$$

$$10 \quad Y_{32} = Y_2 - Y_3$$

各散光矢量的倍角值用 X 和 Y 轴的差计算:

$$\theta_{12d} = \arctan \frac{Y_{12}}{X_{12}}$$

$$15 \quad \theta_{13d} = \arctan \frac{Y_{13}}{X_{13}}$$

$$\theta_{32d} = \arctan \frac{Y_{32}}{X_{32}}$$

20

下标 d 指的是倍角。

反正切的计算返回一个在第一和第四象限之间的值。就是说, 它不能区分所述角是在“去-来”或“来-去”方向。当计算的所述幅值(见下面)为一负值时, 要求一个 180° 的修正, 因为要求的角度实际上在第二和第三象限中。

25

所述散光矢量 K_{12} (TIA 目标诱发散光), K_{13} (SIA 外科手术诱发散光)和 K_{32} (差矢量)的幅值现在可以计算:

$$30 \quad K_{12} = \frac{Y_{12}}{\sin(\theta_{12d})}$$

$$K_{13} = \frac{Y_{13}}{\sin(\theta_{13d})}$$

$$35 \quad K_{32} = \frac{Y_{32}}{\sin(\theta_{32d})}$$

用于 K_{12} , K_{13} 和 K_{32} 的正值和负值都是可能的。负值表示 θ_{12d} 和 θ_{13d}

的值需要用 180° 加以调整。一旦对上述各角进行这种修正，使用幅值的绝对值。

上述计算方法不同于由 Jaffe 和 Clayman 采用的方法，他们用余弦定理确定 SIA 的幅值如下(按照图 5):

$$5 \quad K_{13} = (K_{21} + K_{23} - 2K_1K_3\cos(\theta_{12} - \theta_{13}))^{1/2}$$

采用余弦定理的问题在于，计算出的值符号不能确定，而习惯上取为正值(即 -4 平方的平方根计算为 $+4$)。

这里采用的另一种确定 K_{12} 、 K_{13} 和 K_{32} 的计算方法返回和用余弦定律获得的值相同的绝对值，但一个正号或一个负号。正值表示用于 θ_{12d} 、 θ_{13d} 或 θ_{32d} 的计算值不要求调整。负值表示所述要求的角度和计算的角度差 180° ，即所述角度在第二和第三象限。

如果采用余弦定理，要求作出附加计算和测试，以确定何时必须对 θ_{12d} 、 θ_{13d} 或 θ_{32d} 的倍角值作 180° 的修正。

通过所述倍角矢量图导出用于所述矢量角 θ_{12d} 、 θ_{13d} 或 θ_{32d} 的计算值。实际矢量是它大小的一半：

$$\begin{aligned} \theta_{12} &= \frac{\theta_{12d}}{2} \\ \theta_{13} &= \frac{\theta_{13d}}{2} \\ \theta_{32} &= \frac{\theta_{32d}}{2} \end{aligned}$$

25 当 SIA 矢量比 TIA 矢量在逆时针方向角度更大时，误差角表示为正，如果这种变化是更偏向顺时针方向(见图 7)，则为负。如果所述 SIA 矢量大于所述 TIA 矢量，误差的幅值表示为一个正值，而如果小于所述 TIA 矢量，幅值表示为负。

30 从 TIA 矢量和 SIA 矢量(图 5)的倍角值最容易计算误差角。在所述 0° 至 180° 单角矢量图(图 7)上，其角度表现为所述矢量之间的角度。可是，如果 θ_{error} 的绝对值大于 90° ，通过对较小的角加上 180° 再减去较大的角，可调整误差角值为 0 至 90° 的范围。

误差角计算为：

$$\theta_{\text{error}} = \frac{(\theta_{13d} - \theta_{12d})}{2}$$

误差的幅值计算为:

$$K_{\text{error}} = K_{13} - K_{12}$$

差矢量表示从实现的结果仍有待于诱发以达到目标或预定的结果的散光矫正量; 其相应操作的取向是从点3到点2(图5)。

差矢量的角度是:

$$\theta_{\text{diff}} = \frac{\theta_{32}}{2}$$

差矢量的幅值是:

$$K_{\text{diff}} = K_{32}$$

而所述误差角和所述TIA矢量和SIA矢量有关, 矫正角与目标或预定散光值和实现散光值有关。在所述目标或预定散光值和实现的散光值之间的差定义为矫正角。

所述矫正角为:

$$\theta_3 - \theta_2$$

其正值表示结果是在目标的逆时针方向, 而负值表示它在顺时针方向。该值与术前散光值无关。

尽管矫正角是所述最终散光结果的量度, 但在确定和比较散光外科手术的成功程度时, 所述矫正角不如误差值的幅值和角度那样有用。

调整系数使将来的散光值适合于计入在目标或预定的和实现散光矢量之间的差的过去变化趋势。调整系数是:

$$\frac{K_{12}}{K_{13}}$$

成功指标与差矢量的幅值和TIA矢量的幅值有关。

成功的指标:

$$\frac{K_{32}}{K_{12}}$$

成功指标只能在企图诱发眼中的散光变化时使用。

和散光不同, 矢量不能被测量; 它们只能计算。矢量像手术中的导航设备一样。它们同时表示将来的外科手术的方向和过去外科手术的成功程度。

- 所述差矢量专门用于它计算出来的一只眼；可是，单独采用这个矢量的幅值确实提供了外科手术成功程度的一个量度，并且在忽略轴的方向时，可在多次手术中提供一个用于统计分析的基础。(这是类似于现行的求 SIA 的平均值(Jaffe 方法)以确定用于一系列眼睛的平均总诱发散光的方法)。它具体表示所获得的差的轴向和幅值。其角度是张开在倍角矢量图上的角度的一半；
- 5 通过把它的幅值放在一 180° 的图上，在实际意义上它将描述为实现该眼的目标结果的“完成(top - up)”手术所要求的屈光度矫正(变陡的量及其轴向)。

屈光度的幅值给出在所述矢量图上在目标和实际结果之间总的矢量距离的量度。

- 10 误差的幅值和角度都是标准化参数，所述参数可对于一系列多次屈光外科手术测量，而且可以直接对它们进行比较，并能确定某一特定手术的趋势。可以导出平均和标准偏差的值，提供统计分析。这种方法分离出手术误差的分量，就是幅值和轴向，并表示要实现所述目标结果所需的对原始外科手术计划的修改，从而能对后继外科手术提出技术上的改进。

- 15 通过确定误差的平均幅值和轴向接近于零的程度，可以评价一系列手术的成功程度。

现在采用的用来对轴向和幅值作出分别的变更的外科技术的方法包括：

对于幅值：

- 20 · 改变 T - (正切)切口的数目；
· 增加或减少光学区域的大小；
· 改变 T - 切口的长度或深度；
· 变更采用这些各自技术的准分子激光器中的可烧蚀掩膜(ablatable mask)的主或副轴厚度的尺寸。

- 25 对于轴向：

- 通过矫正超过术前幅值的散光，使最陡的轴改变 90° ；
- 从该最陡的轴偏置(offsetting)多个 T - 切口。

未来的准分子激光技术存在潜力，利用所述 TIA 矢量，将椭圆或可烧蚀掩膜从角膜的最陡的子午线起转动一个计算量，以实现指定的屈光性和散光

- 30 目标。

a)误差的幅值：

这是在 SIA(外科手术诱发散光)矢量和 TIA(目标或预定诱发散光)矢量(图 7)间的长度或幅值的差。如果所述 SIA 矢量比所述 TIA 矢量长,则发生了过度矫正;如果短,则发生了欠矫正。

b)误差角

- 5 这是在所述矢量图上(图 5)由所述 TIA 和 SIA 矢量在手术前散光值的点(1)处张开角度的一半。在一系列眼中,如果例如误差偏移指向一个相同的轴,则误差角可以表示技术或机器的误差。正号和负号的随机分布误差意味着更像病人的因素在起作用。

所述角的符号表示所述角有误差的方向;然后可相应地调整将来的矫正性外科手术操作。

TIA 和 SIA 矢量通过把它们各自的角度减半而表示在 180° 图(图 6 和 7)上;这确定了误差角及其取向。这里,两个矢量间的间隔是所述误差角,而要求的外科手术轴向方向的矫正,是从诱发值指向目标值。

矫正角简单为在目标和实现散光间的角。

- 15 如果目标和实现散光轴重合,则矫正角为零;如果两轴在零坐标的同一侧重合,则可在矢量图上有上面同样的结果。如果所述实现和目标散光的幅值不同,但轴重合,则存在剩余差矢量,误差角和误差幅值。

但是,按照目标或实现散光对手术前散光的相对接近程度来区分欠和过度矫正,看来不能提供有实际价值的信息。

- 20 将 TIA 矢量除以 SIA 矢量,可以由过去外科手术的数据导出度量为改进将来手术所需的调整的系数。该系数可对一系列眼睛求平均值。如果系数明显地偏离 1,则趋势是明显的。如果有保证的话,要矫正的散光幅值可在将来的外科手术中相应地调整,以计入可以识别的趋势。通过将手术前的散光幅度乘以此调整系数,可获得一个幅值参数,表示为获得最佳外科手术结果
- 25 所需的处理。

系数值为 1 表示不存在误差幅值,并且不需要对将来的处理进行这种调整。大于 1 的值表示该幅值是欠矫正的,如果值小于 1,则发生过度矫正。

- 成功指标是外科手术成功程度的有用量度。该指标和差矢量成正比,而和 TIA 矢量成反比。比值和手术前散光的大小无关。在成功指标上的零值表示在实现所述外科手术目标中取得完全成功;当然,所述差矢量的幅值也会
- 30 是零。如果只有误差角或误差幅度中一个是零,所述成功指标值将是一个大

于零的数。如果该指标在 0 和 1 之间, 例如, 0.2 的值表示在获得外科手术目标中达到 80 % 的成功。如果成功指标是 1, 则手术导致的实现散光和手术前的散光一样远离预定目标。可能存在也可能不存在散光的变化; 不论是哪种情况, 这可能都更坏, 因为眼睛承受了手术, 而眼的散光状态没有改善。

5 成功指标可以大于 1, 表示比手术前状态更坏的结果。

该指标只能用于外科医生企图改变眼的散光状态时。例如, 在眼中有小量的与近视结合在一起的散光, 外科医生只能选择引入球面矫正来矫正这种屈光误差。在这种情况下, 不能使用成功指标。

参考图 8, 一种用于进行角膜外科手术的装置以示意图形式表示。这种
10 装置通常是众所周知的, 因此所述装置未作详细表示。该装置包含一个紫外辐射源 12, 用于产生一束紫外线辐射(193nm), 该束辐射用来进行病人角膜的一个或多个切口的切削或作等高线式切削(contouring), 以改变病人眼睛的散光状态。提供一个光阑 14, 用于选择性地通过或关断从源 12 来的辐射束。提供一个控制机构 16 以控制源 12 的程度, 而且还控制光阑 14 的打开时间
15 间隔和其打开或关闭速度, 使得可在一个特定时间周期提供一个特定强度的紫外光束。一台微处理机 18 耦合到所述控制机构 16 上, 并包括一个输入键盘 20 用于输入数据进微处理机。和病人手术前的散光有关的数据和病人的目标散光有关的数据被馈入键盘 20, 而且所述微处理机 18 计算一个目标诱散发光矢量, 该矢量是目标或预定散光和手术前散光间的差, 并被用做对控制机
20 构 16 产生输出命令的矢量, 用于控制源 12 和光阑 14。

所述微处理机也可按照在此以前公开的方法编程, 以按照本发明的方法计算其它参数, 用于分析及/或将来外科手术中。

最近为准分子激光器引入的椭圆处理图案的散光模块, 使得角膜形状能以精密和分等级方式变化来匹配所述散光的屈光性误差。现行的习惯作法是
25 处理调整的眼镜的屈光以在角膜平面上产生效果, 角膜形状为次要方面。在眼镜和角膜散光之间通常存在显著的不同, 而且当人们考虑到按照测量的光学区域用不同类型的角膜曲率计获得了不同的读数时, 这变得令人困惑不解。最近引入的角膜地形图技术使这种不一致性更为明显。显然, 要获得有意义的数
30 据, 相同类型的仪器必须用于一切后续的读数; 角膜地形图, 只要有条件, 就会成为优选的模式。

如果眼睛用屈光性作为处理参数进行处理, 而且在角膜和屈光性散光之

间存在差别，显然将导致不可避免的非零角膜散光。用散光角膜切削术，习惯作法是在最陡的轴上作正切切口，其次才考虑屈光性方面：相同的非零散光的不可避免的结果相反地注定地是针对屈光性。在做散光角膜切削术后，用角膜曲率计的读数当做成功程度的标准而对手术的结果感到满意的情况并不多见，令人失望的是病人可能抱怨有如单眼复视和斜视轮廓等症状，或在他们的眼镜片中仍需要作散光矫正。

角膜是一个凸表面，并且当存在常规性的散光-凸柱面的轴位于 180° 时，在它的垂直子午线上更陡。这只眼睛的最清晰的视网膜图像成在其垂直子午线上。Eggers 指出由于在英文字母中垂直笔划占大多数，当用 Snellen 类型测量时，这对视觉的敏锐度有好处。用一个数学模型测试确认，对于轻度近视，从 0.5 至 6.0 米处看被测物体，最佳情况是 0.50D 至 0.75D 的常规散光，其导致最小的总和模糊量。提供两种视神经束的神经节细胞的鼻颞重叠用双向皮层表示。它们位于视网膜感受器和神经元纤维的垂直中线缝上，以视网膜中央凹为中心，其扩展宽度大于一弧度。这解释了垂直物体比其它子午线中取向的物体有低得多的立体视觉阈值的机理。通过利用在两个物体间的视差来获得用于确定距离的单眼视力值，而这是最经常用垂直轮廓标志，如路灯杆(light poles)来实现的。此外，融合术(fusion)的环状不均匀性范围(cyclodisparity range)在垂直线段上比对水平线段更大。

我们将陈述并写下我们散光外科手术的目标，正象我们完成许多其它任务一样，使我们能评价在实现我们的原始目标中我们的成就或缺点。通过陈述我们散光的目标，能够确定 SIA 矢量与 TIA 矢量有什么差别。利用这种矢量分析的概念，可以作出外科手术的比较性分析，因为我们能够确定差别和误差，并且从而确定将来外科手术所需的矫正。外科手术越精确和可预测，结果的扩散范围越狭窄。

采用诸如准分子激光器技术，TIA 矢量的概念是将来散光外科手术的关键。如上所述，过去和现在散光外科手术的趋势是通过有效地利用在幅度上等于手术前散光和与散光轴线 90° 的 TIA 矢量力来实现零散光。在散光的子午线中角膜被削平，在所述 TIA 矢量的方向上出现净的变陡。

看来零散光将继续成为散光的目标，但要达到零散光是一个自动强加的限制，因为由新技术和我们提供的精巧的产品使所述限制不再是必要和合理的了。由上面给出的理由，可以找出任何期望的手术后散光，例如，循规性

0.5D 至 0.75D。通过使用算出的 TIA 矢量,可以把要求的外科手术键入所述准分子激光器的适当软件程序,以得到预期角膜环形形状。

- 5 非零散光是在屈光性散光和角膜散光的不同之间的冲突的不可避免的结果。存在一个左右为难的状况。即或者是角膜形状或屈光性哪个应当在任何散光手术的模式中成为主导因素。该方法提出了如何通过手术前评价对于继发表面的最小的不利结果来最好地解决这种左右为难的问题,该表面将产生不可避免的散光。如果 TIA 矢量用于在另一表面实现零散光,通过对每个表面分析散光的结果如何,可以做到这一点。外科医生然后可以选择优选的所用 TIA 矢量(或在两个算出的结果间的适当折衷值),使得注定要有非零散光
- 10 的屈光面(或多个屈光面)变到从光学和生理学角度最有利的取向。外科医生可以选择在手术前选择使得继发结果最接近循规性散光、使最陡的屈光轴最接近 90° 子午线的初步处理。不计算和规定一个非零的目标,我们就不能确定我们的散光外科手术如何成功。

- 15 精确地计算误差角的能力现在暴露了我们屈光性外科手术医疗设备中最弱的一环-要通过在外科手术期间的手术显微镜用实时地形图精确地确定最陡的角膜子午线,我们是无能为力的。实现这一点将使在应用治疗处理中的精确度通近在测量和计算所述处理参数中我们具有的精确度。

- 20 这里描述的方法给散光外科医生提供以前不能获得的附加信息,使外科手术能使用同时在不同的眼和不同的技术间进行比较的参数来数学地精确评估。这些参数还能使外科医生确定获得任何手术后散光期望水平的手段。只有通过对我们的散光外科手术作出有意义和关键性的分析,我们才能对它作出改进。现在我们可以确定特定的误差,我们具有分别地修正我们的误差的每个分量的手段。通过能够更好地运用现行技术,我们将实现更好的控制,而且最终实现更精确的外科手术。

- 25 以下将对在矫正散光中计入用地形图和屈光方式进行测量来解决问题的方案作出详细说明。

在一个随机地选定的 100 名接受 PARK(光切削散光屈光性角膜手术)外科手术的一组病人中,这些病人在手术前作过检查,而且确定了他们的术前参数。

- 30 通过在一个标准的屈光路径(refracting lane)中进行的用 Jackson 交叉柱面验证的表现屈光性(manifest refraction),对后顶点距离(back vertex distance)和

有关的近视进行适当矫正,确定在所述角膜平面上的屈光性散光(R)。求出其值的平均 1.69D, SD 1.03D, 范围是 0.39D 至 5.15D。地形图的散光(T), 如用 TMS 地形图模拟系统(美国纽约的 Computed Anatomy 公司生产)确定的模拟角膜曲率值, 为平均值 1.83D, SD 0.96D, 范围 0.2D 至 5.5D。在手术前的

5 T 和 R 值之间的所述平均绝对差是平均 0.58D, SD 0.46D, 范围 0.00D 至 2.30D, 而轴向是 11.93° , 12.03SD , 范围 0 至 78° 。在 59 个病人中, 用地形图测量的散光幅值超过用屈光性测量的散光幅值, 而在 41 个病人中, 屈光性散光幅值超过用地形图测量的散光幅值。

屈光性散光幅值对地形图散光幅值的散点图示于图 9 中, 它表示地形图

10 值超过屈光(角膜平面)值的趋势。在地形图值和屈光值之间的轴的差异表示出无顺时针或逆时针趋势(平均 0.57° ; SD 16.97° ; 范围 -78° 至 $+52^{\circ}$)。在图 10 中所示的散点图显示相对于地形图轴的这种差值; 正值表示屈光值相对地形图值为顺时针方向, 而负值为逆时针方向。在地形图值或屈光值之间的幅值变化显示在与地形图作比较的图 11 的散点图中。

15 剩余散光是在屈光性和角膜散光之间轴向和幅值的变化组合量度。在图 12 中说明幅值和取向值, 其在 60° 至 120° 范围内具有一个朝向较大频率和幅值的趋势。剩余散光幅值对幅值变化的散点图如图 13 所示, 而每个病人的轴向变化如图 14 所示, 在它们关系中呈现线性趋势。由矢量分析确定的一组剩余散光 R 具有平均值 0.81D, SD 0.49D, 范围 0.01D 至 2.32D。

20 在 34 个病人中剩余散光超过 1.00D, 其中有 7 例超过手术前地形图的散光幅值。当只用屈光散光参数进行外科手术处理时, 这个散光将是在角膜上要达到的目标, 在后一组中角膜将会有在现存角膜散光中的增加。因此, 如果要只根据地形图或屈光性测量来实现零剩余散光, 基于选定的测量类型术后所得散光可以是接近零, 但由另一种方式测量的散光仍然可能是高的, 而且甚至超过原来测量的散光值。本发明寻求提供一种同时计入屈光性和地形图测量的外科手术处理方法。

25

此后给出一个实例, 有助于理解本发明的方法, 该方法中分析矢量以用于计划散光外科手术。以下描述和说明了把总的目标散光值分摊到其地形图和屈光性分量中; 和用于选择目标诱发散光(TIA), 以实现屈光性和地形图测量的最小目标散光的方法。其中提出了最佳和不对称治疗的各种模式。

30

图 15a 示出分别具有屈光(角膜平面)和地形图散光 R 和 T 的幅值和取向

的不同值的角膜的一个实例。屈光性散光 R 的取向图示在负柱面的屈光度子午线(power meridian)上(或正柱面的柱轴上), 以便于屈光性和形状的比较。

包含屈光散光值的所有实例, 都同时用“正”和“负”柱面标记计算。分别用来矫正散光 T 和 R 的每个变陡的力是目标诱发散光(TIA), 它和每个各自的散光 T 或 R 在幅值上相等, 而取向成 90° 。于是, 如在图 15b 中的框中所示, 在轴 120 用地形图测量的散光 T 是 1.70D, 而在轴 30 所述 TIA 是 1.70D, 以产生为零的目标剩余散光值(只考虑地形图), 而在轴 107 处屈光测量的散光 R 是 1.40D(对于正柱面屈光), 在轴 17 处 TIA 是 1.40D, 以产生目标剩余值为零(只考虑屈光性)。

在图 15b 的倍角矢量图上, 两个散光 T 和 R 的每一个都显示为矢量, 而每个 TIA 正与相应的散光 T 和 R 相反, 即取向成 180° 。由地形图测量的矢量 TIA(TIA T)和用于取向的矢量(TIA R)表示用地形图或屈光方式球形化角膜所必需的力及其取向。剩余散光($K_T R$)是用屈光性在角膜平面测量的总散光和用地形图值测量的角膜散光之间的矢量差:

$$K_{TR} = K_R - K_T$$

在本例中的 $K_R - K_T$ 的值是 $0.76 \times 147^\circ$ 。

选择一个 TIA 以球形化角膜(TIA T)的屈光效应, 可以确定如下: 通过将该 TIA 按矢量加法加到术前的屈光性以确定所述目标屈光性 R, 如图 16a 所示。目标屈光性 R 与该剩余散光具有相同的幅值, 并在平行于显示它的线上。

类似地, 地形图的目标散光可通过将矢量 TIA R 按矢量方式加到地形图测量的散光 T 上加以确定, 以实现球形屈光性和手术前的地形图的求和或组合。图 15b, 16a, 16b 表示各矢量的方向。

剩余散光在长度和取向上等价于图 17a 中的最大矫正目标线。图 15 中的剩余散光, 图 16a 的目标屈光性, 和图 16b 的目标地形图, 图 17a 最小目标散光, 和图 17a 中的最大矫正目标线全都相等, 而且表示这些值的所有线彼此平行, 可由通过连接矢量组合形成的平行四边形证明。

换句话说, 当用地形图确定的目标诱发散光(TIA T)按矢量方式加到用屈光性测量的散光值的矢量 R 上以获得图 16a 所示的剩余散光时, 这个剩余散光等于图 16b 中的剩余散光, 所述剩余散光是用地形图测量的散光值 T 和用屈光性确定的目标诱发散光(TIA R)的矢量和。另外, 在图 16a 和 16b 中彼此相等的剩余散光值, 其还等于在图 17a 中的最大矫正目标线, 图中选定的 TIA

是中间的 TIA T 和 TIA R。按照本发明，通过满足上述条件，手术后用地形图和屈光性测量的 T 和 R 的总剩余散光为极小值。基本上，当 TIA 在 TIAR 和 TIA T 之间时，TIA 的幅值由其一端在原点上和其另一端在最大矫正目标线上的矢量来规定的。

- 5 图 17a 中的中间 TIA 可以选定在 TIA T 和 TIAR 的边界之间，而且其矢量长度终止在最大矫正目标线上。所述中间 TIA 到地形图散光值 T 和屈光性散光值 R 的相对接近程度，确定了图 17b 中处理的侧重度。实现用于占优势的地形图和屈光性参数的最小目标散光的使用的任何 TIA，必须终止在这条线上。然后任何选定的 TIA 可用于屈光性和地形图二者上(如在图 17a 中)以
- 10 留下最小的目标散光，它根据选定的重点分摊在地形图和屈光性上。在倍角矢量图上，目标屈光性和地形图彼此取向成 180° ；就是说，它们成一直线，而且由此对于该眼的光学系统它们的总的幅值是最小值。在图 17a 和 17b 中，T 和 R 的总散光值是 0.76(在图 17a 中为 $0.50 + 0.26$ ，而在图 17b 中为 0.28 和 0.48)。
- 15 用侧重度线(emphasis line)最好地确定 TIA 的终点的最优点(那里它和最大矫正目标线相交)的参数，是目标角膜散光的取向。在这个实例中，子午线或目标地形图是 147° 。由于它与 90° 的循规性取向差 57° ，外科医生可决定采用如图 19 说明的线性关系，并向一个基于地形图的治疗目标分配 57/90 或 63.3 % 的侧重度。因此，TIA(图 17b)将定位在与 TIAR 矢量(图 16b)
- 20 相比相对接近于 TIA T 矢量的地方。在和图 17b 有关的框中，地形图的侧重度是 63 %，而屈光性是 37 %。这确定了用于 TIA 的参数和用于 R 和 T 的目标散光值。

- 如果选定一个与最大矫正目标线无关的 TIA，这将导致总目标散光(T 加 R)大于最小值。当 TIA 比如果它终止在最大矫正线的距离更长的地方，将
- 25 获得“过度矫正”，如图 18a 所示。通过将 TIA 用于手术前的地形图和屈光值，可确定目标散光 T 和 R 两个值，而且当两个目标值 T 和 R 加在一起时，结果是 $0.54 + 0.58 = 1.12$ ，此值大于最小目标散光的值 0.76，并在彼此比较时不在线性(180°)的关系。于是，如图 18a 中所见，T 和 R 之间的角不是 180° (86°)，而在图 17a 和 17b 中，所述角是 180° ，而且 T 和 R 在
- 30 一直线上。

类似地，如果选定 TIA 比要求到达最大矫正目标线(图 18b)的距离短，T

和R的和将是 $0.30 + 0.63 = 0.93$ ，它比0.76的最小值要大。例如，这可能是那里的屈光幅值是用地形图子午线选定的，以“欠矫正”散光的情况。由于T和R之间的角度不是 180° (51°)，合成目标散光(T和R)再一次大于最小的可达到值。仅当采用的TIA以最小的散光为目标时，即等于剩余散光

5 (如在图17a和17b中)时，才能实现散光的充分矫正。超过所述最小值的目标散光以随距离的的增加的抛物线函数形式变化，所述距离指的是表示选择的TIA的线的终端离最大矫正目标线的距离。

注意在如在图18a和18b的关系中说明的“过度”和“欠”矫正指的不是在SIA和TIA之间的相对关系，而是在目标的变化和可能是优选选择的变化之间的比较。还应指出，当用地形图和屈光性测量的散光值T和R的幅值及/或轴向不同时，屈光和地形图目标散光值T和R是“非零”，而且它们矢量的和等于并平行于在散光值T和R之间及各自的TIAR与TIAT之间的矢量差，如图17a和17b所示。这称为对用地形图和屈光测量的散光值T和R

10 “求和”。

15 治疗处理的侧重度是在任何目标的地形图和屈光性目标之间的相对位置，表示为一个百分数。当这些目标都是零时。由于侧重度线和最大矫正目标线重合，散光的最大矫正是可能的。只有当所述TIA终止在其与侧重度线的交点处时，才可以分配治疗的侧重度。

在图17a和17b中选定的侧重度范例按线性关系，如图19用图形所示。

20 对于屈光性眼科医生，要在选择治疗侧重点中作出决定。多数现行采用切开或非切开技术的散光外科手术用在侧重度线的两端之一选择的TIA来进行。最好是，按照目标散光的取向，应对在外科手术计划中应当对地形图或屈光性给定多少侧重度进行选择。外科医生可选择遵守线性，目标散光余弦的平方，或余弦的另一个函数的侧重度。在图19中的线越低，给屈光性以更多的

25 侧重度。或者是，外科医生可按照现存角膜散光取向，根据在视觉图像上有多少退化的现行知识或理解来选择改变治疗处理的重点。这个对看见的图像质量的效果还可以按照有关的球形等效物来改变。在为图17b给定的实例中，选择的范例是用于剩余散光的“循规性”取向。在图19的横坐标上取目标散光(地形图)为 147° 的轴，而且它在63%的侧重度上和线性侧重度线相交。63%的值选定用于地形图，而37%用于屈光性。合成TIA画在图17b

30 中，而且其参数给定在所附的框内。

此后，本发明将参考具有一个非对称的地形图的眼睛，其中将在眼睛的各自的上方和下方半部上进行分析和处理。

参考图 20a，在那里可以看出眼睛分为上方的和下方的半部，各自具有彼此不同的分别的地形图散光值。屈光性散光值是对整个眼睛进行测量，因此对两个半部是相同的。

参照图 15a，15b 和 17b 描述的最佳处理示于图 20a 中角膜的上方半部上。注意，这是一个单角散光和外科手术矢量图，说明在一只眼上将示意地出现的参数。采用极坐标不允许对由图 15b, 18a, 18b 所示的倍角矢量图提供的散光作出矢量比较。在图 20a 的两个实例中，给到地形图上的外科手术计划中的侧重度遵从图 19 中的线性关系。目标散光越接近反规性，就越更多地将重点放在外科手术计划的地形图上以实现球形角膜，于是其目标是要达到更少不利的角膜散光。

在角膜的两个半部之间的处理互相不同的地方，要求作出分别的评估以确定用于角膜形状的两个不同 TIA 的屈光性散光的效果。当进行散光的半子午线处理时，要求进行处理矢量(图 20b)的分解，使得屈光性散光的变化是上方和下方半部的两个处理分量的矢量和。上方和下方半部的 TIA 地形图参数矢量和的一半，按矢量方式用于两个半部中屈光性散光值，如图 20c 所示。

在图 20a 的框中括号内的值用于在上方和下方半部中的目标屈光性散光，每个这些值按那里存在一个单一地形图值的情况而确定，将上方或下方的值用于角膜的两个分部，就好象角膜是对称的。在这个实例中，可以看出这些彼此分开接近 90° 角的两个屈光性值的取向，造成由分解的处理矢量算出的单一目标值中小于每个单独的目标值。

因此，通过从上方和下方半部获得的 TIA 值求矢量平均和每个半部中的侧重度，得到按照本发明的一个 TIA 净值，所述各 TIA 值分别地根据手术前的散光 T 和 R。然后，将用屈光性测量的手术前散光 R 对整个眼球取为 TIA 净值以获得用屈光性测量的非零目标散光。

其次，本发明将参照其中散光轴位移而不改变散光幅值的处理进行描述。这种处理的特性在于对眼加上一种“散光扭矩”。

加在存在角膜散光的眼上的一个力，在和散光轴成 45° 的斜角上将产生一个纯扭矩效应，并在原散光轴上没有变陡和变平的效应。如图 21b 所示，在倍角矢量图上的这个力对散光的影响很容易理解，由于所加的正切力增

加, 其目标散光量减小。当施加的扭矩力增大时, 手术前的轴位移也增大, 直到一个 45° 的极限, 所述极限在扭力的方向上。参照图 21b, 可以看出下列关系。

$$X_1 = K_1 \cos(2\theta_1)$$

$$5 \quad Y_1 = K_1 \sin(2\theta_1)$$

$$X_2 = K_2 \cos(2\theta_2)$$

$$Y_2 = K_2 \sin(2\theta_2)$$

在倍角矢量图上所述散光矢量的轴和幅值由以下关系式确定:

$$10 \quad \text{TIA 轴} = \arctan \frac{Y_2 - Y_1}{X_2 - X_1}$$

$$\text{TIA 量} = \arctan \frac{Y_2 - Y_1}{\sin(\text{TIA 轴})}$$

15 所述散光扭力(TIA 扭矩)的幅值是:

$$K_{\text{扭矩}} = K_2 \sin(2\theta_2 - 2\theta_1)$$

如果结果为正, 该力在逆时针(CCW)方向, 如果是负, 它是顺时针(CW)方向。

相对于手术前散光轴发生的变平/变陡的量表示如下:

$$20 \quad K_{\text{变平/变陡}} = K_2 \cos(2\theta_2 - 2\theta_1) - K_1$$

如果没有获得变平/变陡效应, $K_{\text{变平/变陡}}$ 值取为零。如果值为正, 发生变陡, 而如果为负, 发生变平。

25 在只期望有子午线中的变化并且不要求达到所述散光幅值的变化时, 散光取向的任何变化需要一个和 TIA 扭矩相组合的变平的量。取向的变化越大, 变平力的比例越大, 而扭矩所占比例越小。在轴变化的极限处, 所述极限是 180° , 所需的力全部是变平力, 而扭力分量变为零。

30 将变化分为它的两个分量部分是有用的, 一个分量或是变平或是变陡, 而另一个是扭力。当地形图和屈光性之间存在差时, 这是一个基本考虑, 作为实例, 一种形态的变平的屈光性白内障外科手术切口放“在轴上”, 而另一个是“偏离轴”, 并将在其幅值上具有一个扭矩和变平的作用。当进行无切口屈光性外科手术时, 由于它可不用 T 或 R 轴对准, 处理将在一个或两个形态(modality)上具有变平/变陡和扭矩效应。

变平和变陡在扭矩上的效应, 和用来实现没有变平和变陡的补偿效应,

将在参考图 22a, 22b, 23a 和 23b 时进行说明。

参考图 22a 和 22b, α = TIA 从为减少存在的散光所需的变陡力“偏离轴”的量:

$$K_{\text{扭矩}} = TIA \sin 2\alpha$$

- 5 在图 21a, 21b, 22a, 22b 中, 通过施加一个 45° (在倍角矢量图中为 90°)的扭力到散光轴上所产生的变陡或变平效应, 通过使 TIA 作 $90^\circ - 2\alpha$ 的角位移得到补偿(图 22b), 以获得幅值不变的扭转转动。在所述数字的实例中, 散光具有 1.40D 的幅度, 而所述轴从 8° 位移到 25° , 并且为实现这一点, 所述 TIA 具有 0.83 的幅值和 62° 的轴。由 TIA 力在各自的取向
- 10 加到手术前散光的变陡, 变平, 顺时针扭矩和逆时针扭矩, 示于各图中。

当检查在所述散光外科手术的预期轴处发生的变化时, 外科手术的变平/变陡效应可由图 23a 和 23b 中所示的关系确定。角度 ϕ 是在 SIA(外科手术诱发的散光)轴和 TIA 轴之间张开的角, 所述 TIA 轴与切口的轴成 90° 。

$$K_{\text{变平/变陡}} = SIA \cos 2\phi$$

- 15 所述方法可用来确定一个白内障外科手术切口(SIA)在其位置处的子午线处的散光效应。用这种手段采用外科手术矢量确定的 SIA 的变平/变陡分量, 提供一个替代公式以实现与 Holladay 和 Naeser 采用的柱面透镜和表面的子午线屈光率(meridional power)的公式算出的幅值相同的幅值。上述公式是直接关于 SIA 和从其位置的预期子午线的角偏差, 角误差。当确定子午线屈
- 20 光率时, 这消除了以下要求, 即计算在外科手术子午线上和与其成 90° 上手术前和手术后散光的贡献, 随后从另一个净值减去一个净值以确定在该切口轴处的变化。

- 按照在外科手术子午线处的角膜变化, 通过不论是术语变平或变陡描述的这个变化, 可对描述性术语“顺和反着伤口”和“顺和逆着屈光率(power)”
- 25 提供某些简化的优点。可是, 术语“循规性”和“逆规性”指的是在 90° 和 180° 的特定子午线的极性, 而且是普遍接受的用法。

- 在图 24a 和 24b 的例中, 一个扭力加到带有正交对称散光的全部角膜, 以为了得到屈光性柱面轴。角膜形状的任何诱发变化将产生在屈光形态(refractive modality)上的一个等价矢量性变化, 而且人们可以预期屈光柱面被
- 30 转动一个由该力诱发的角膜变化的适当数量。当处理是对称时, 不需要处理矢量的分解。

其次将参照图 25a 和 25b 解释不规则散光的处理。

在角膜的两个半部的地形图值在幅值(不对称性)或子午线(非正交的)不重合或两者都不重合时, 存在不规则散光。在角膜的两半之间存在某种程度的差异是普遍的。通过在两个角膜半部之间以矢量方式比较幅值和轴向的地形图值, 地形图不均匀性是用屈光度表示的散光不规则性的量度。在这个实例中, 地形图不均匀性是 1.29D。

当存在不论是非正交或不对称散光或两者都存在时, 可能有规整化角膜形状的期望, 以提供用于改进裸眼或最佳矫正的视力的机会。最好是有能力完成这个任务而在屈光性散光或眼镜矫正中没有任何净变化。通过在两个独立的一半中处理角膜, 适当数量的散光变化可以加在适当的子午线处, 用于达到在相反的循环方向中的地形图散光中的期望的变化。在倍角矢量图上, 存在的地形图散光可被要求达到在幅值和子午线方面都重合(实际上相差 360°), 以便在所述眼的散光图上产生正交状态(相差 180°)。两个处理矢量的分解表示, 当两个 TIA 以相等幅值和互成 90° 地施加时, 它们否定彼此的影响并抵消在屈光性散光上的任何净效果。

由于明显的弱视或与不规则散光有关的最适度下的视力等其它原因引起的视力减退, 可由通过调整角膜而提高的裸眼和最佳矫正视力而改善。较低度的圆锥形角膜也可能从在相反的半子午线上进行不同的变平和变陡而改善, 以减少或消除眼睛状态存在的不对称性。

这种在屈光性散光上没有任何净效应的改变眼的地形图的方法, 还可用于纯粹变平和变陡或扭矩效应。

可以用其它途径实现矫正不规则散光至正交对称状态。通过对角膜的单个半部进行处理可以实现这一点, 如在图 26a 和 26b(用于下方半部的 TIA 是零)中所示。在这个实例中, 通过在倍角矢量图上移动不太有利的散光与更接近于循规性的取向(在倍角矢量图上为 $180^\circ/540^\circ$)的更有利地放置的半子午线相重合, 结果是在角膜散光和屈光性散光的位移后的上方半子午线的取向都有改进, 以最少的变化实现规则性。净 TIA 效应的一半施加在屈光性散光的每一半上。不要求生下方地形图半子午线的变化。

眼的地形图散光通过以另一种方式使它实现正交和对称而得到改进, 如图 27a、27b 和 27c 所示。通过在角膜的两个半部以地形图的屈光性幅值和轴为目标, 从在每半个角膜中的地形图和屈光性的不均匀性的减少, 可导致

剩余散光量的净减少。可能存在屈光性散光的位移,所述位移是通过分解上方和下方各处理矢量确定的净 TIA 诱发的。两个半部的合成剩余散光将相等并处于最低水平。

5 参照图 28a、28b、和 28c,这些图表示 TIA 可以被确定以改变普通的屈光性或地形图的散光到任何期望的目标。地形图的变化可以是对称或不对称的。在这个实例中,角膜的两个半子午线的目标都是在循规取向(90° 和 270°)中的 0.75 处,以实现角膜的对称性。在处理矢量的分解后,可以看出在屈光性散光中存在净的有利位移,其幅度和剩余散光量都减少了。

10 图 29a, 29b, 29c 表示实现任何期望的额定角膜散光的处理,其中在各半部的角膜形状之间没有明显的关系。于是,两个半部的目标散光表示两个随机地选择的目标。TIA 矢量是对每个选择的目标分别算出的。通过将各半分部中的 TIA 值进行矢量加法获得净 TIA。这一点现在不能立即预测其好处,但在不同外科手术技术中在将来可能有好处,并且在基于视网膜和视神经的研究中实现不同的光学效应。

15 变平/变陡和扭矩的不同力的分离,和作为两个显著的不同的一半(如它经常那样)进行角膜治疗,提供在各种途径中改变角膜相对形状的能力。实现正交和对称地形图散光的能力,无论是以有利的方式影响屈光性散光,还是根本不需要改变它,都使得能够产生改善散光和提高视觉性能的手段有潜在和显著的扩展。

20 此后,参照一系列下述专题对本发明进一步讨论:

1. 进行散光分析的概念。
2. 散光的光学矫正。
3. 客观和主观的分析。
4. 调整和列线图(Nomogram)。
- 25 5. 计算机辅助视频角膜切开术(CAVK)。
6. 圆锥形角膜。
7. 矢量分析矢量。
8. 公共原理-目标 T 和 R。
9. 散光的光学疗法。
- 30 10. 重点。
11. 角膜形状的复杂性和考虑。

12. 散光扭矩。
13. 定量外科手术规划。
14. 矢量变化图。
15. 结论。

5 1. 用于理解散光分析的概念

任何扩展对一主题的现有理解的新概念，要求许多性质来赢得普遍的接受。首先和最重要的，基本概念应是简单易懂的。一个主题的去理解中的不充分性将很容易澄清。通过引入一概念提供的新信息应当是有用且易于应用的。如果其应用有助于在制定决策过程中用于未来的努力和辨别过去努力的成就的话，新的分析技术将被更多人接受。

- 10 在一个铺平的绿地上把一个高尔夫球打入孔内是一个简单易懂的过程，但并非总是容易完成的。击打高尔夫球和治疗与分析散光有着共同的概念。当人们在沿一个选定路径把球击入孔内不成功时，发生两种事件之一：打球的力或者是过大或过小，或者球被推进的方向与所期望的方向相比是顺
- 15 时针或逆时针的。这两者的组合是最普遍的。一次击球的总成功的最可靠的一个参数，是第二次击球时把球击进孔内所需的长度。

- 散光手术的规划和分析中的原理并不比这个更复杂。所述散光外科手术预期的路径，即要求的力及其方向，是 TIA(目标诱发散光矢量)。散光外科手术采取的实际路径是 SIA(外科手术诱发的散光矢量)，并且差矢量(DV)表示
- 20 要达到原始目标还需要的力和力的取向 - 用上述比喻的话，即是第二次击球。正是在 SIA 和 TIA 之间的各种关系告诉我们，治疗是在轴上或离开轴，或施加了过多或太少的力，而且怎样对它调整。是 DV 的幅值和它与 TIA 的关系来恒量我们外科手术的绝对和相对的成功度。

- 由 SIA 对 TIA 的比值确定的矫正指数是矫正量的量度，而且最好是 1。
- 25 如果发生过度矫正，它大于 1，而如果是欠矫正，它小于 1。调整系数单纯为矫正指数的倒数，而且其定量给出为实现矫正指数为 1 - 理想的矫正的原始外科手术治疗计划所需的修改。

- 采用这种散光分析的方法所获得的成功的量度既是绝对又是相对的。DV 的幅值提供在散光外科手术中实现成功的绝对量度，而且是第二次外科
- 30 手术的量度；亦即要实现原始外科手术目标所需的变陡量及其取向。利用打高尔夫球的比喻，DV 用第二次击球表示。

这种矢量性比较可对所有测量形态(R、K和T),和有用地比较散光外科手术技术的一系列外科手术的DV的平均值来确定。它的各个DV的取向似乎不能提供用于确定成功度的有用信息。重做手术所需的规划,最好是通过重新指定最佳屈光性和地形图的目标来执行。

- 5 DV对TIA的关系是成功的指数(IOS),该指数提供外科手术成功的相对量度。在散光中要达到的变化越大,用于DV的任何恒定值的IOS值越小,因此外科手术越成功。采用打高尔夫球的比喻,确定两次击球中哪一个离开洞完成的等效距离是更有效的,答案显然是从较长的第一次击球导致的那一次。

- 10 在实现的散光和目标重合的情况,不需要诱发散光来实现原始目标。正如人们可一次击球入洞,所以这时DV是零,并因而成功指数值也是零。

在手术前散光值较小并因此有较小目标散光的变化情况,在判断外科手术成功(IOS,调整系数和矫正指数)中,可以较少地依赖于采用一个比值来作为唯一的决定因素,因为一个分数的分量中的一个较小的变动可以引起数值较大的摆动。为了对结果进行综合的解释,参考像DV绝对值的手段是必要的。

- 15 TIA是在角膜和眼镜平面上都能进行分析的关键。通过把一个插入的反射镜障碍变成一个玻璃板,实际上去掉了迄今为止使做屈光手术的散光外科医生不能看到在角膜形状上的外科手术的效果的障碍,反之亦然;现在每个人都可以在其它人的参考平面上看到他们外科手术的效果。

- 20 尽管现行的散光分析足以确定发生了什么事情(SIA)、是否打算让散光发生变化,但至今分析系统不能比较已发生什么和打算发生什么的区别。比较手术前和手术后的散光值忽略了散光轴中的任何变化,因此是使人误入歧途的,因为它不可避免地将所有不完善的矫正归结为“欠矫正”。它不能分别
25 鉴定幅值与轴的误差。

例如,当分析误差角时,在所有眼中沿顺时针方向 5° 的一致误差可能表示一个系统误差,如在进行准分子激光外科手术时的光束转动。可是,这个 5° 可能在右眼中始终是顺时针的,而在左眼中是逆时针的,表示可能的原因是当仰卧时眼的外旋。

- 30 2. 散光的光学矫正

屈光性、地形图和剩余散光用屈光法测定散光的光学矫正可以用眼镜,

隐形眼镜或用外科手术进行。在用眼镜进行散光矫正时，主观散光用在眼镜平面上的表现测试(manifest testing)确定。这种屈光性散光值提供眼的所有屈光表面的总的净散光的量度。这就是光在其穿过眼的光学系统的行程期间通过角膜的前后表面、晶状体和玻璃体所遇到的净散光效应。主观测试还将受到视网膜的任何倾斜的影响，和由枕部视叶视觉皮层的这个视网膜图像的意识上的感受的影响。

角膜的前表面是眼光学系统的主要屈光面。在角膜平面上角膜散光和屈光散光值之间的不同对剩余散光负责，这种剩余散光不能从眼的光学系统及其屈光性矫正加以消除。迄今为止，在散光治疗中没有考虑这些差别；其结果对合成角膜散光具有重要意义。

在地形图和屈光性的散光之间的差异不能消除，剩余散光也不能笼统地称为“lenticular 散光”。如果这个术语是这些差的一种充分的描述，那么人们可以期望在白内障摘除和球形晶体植入后，角膜和屈光性散光在幅值和轴向上都重合；可是，情况并非如此。两种测量散光的形态的存在，主观和客观的，并且在每组中有多种测量设备，这些都将保证永远存在这些差别，并且需要在治疗中处理它们。

在屈光性误差用一个软的角膜接触镜(隐形眼镜)矫正的情况，隐形眼镜只提供球形矫正，则在一个理论模型中，从置于角膜上的隐形眼镜的前表面获得的地形图的图像将等效于没有隐形眼镜时获得的角膜图像，并将提供地形图散光的量度。戴或不戴隐形镜时进行的表现屈光性测试，提供在眼镜平面上屈光性散光的量度。

在适当的轴上，采用复曲面软隐形眼镜对后顶点距离作矫正的屈光性散光。在这个隐形眼镜和角膜具有相同折射率，而且准确地位于在指定子午线的角膜上的情况下，在理论模型中，从接触镜前表面当作其位于角膜上而获得的CAVK(计算机辅助视频角膜成像)图像，将提供眼剩余散光的幅值和轴向上的图像。表现的过度屈光将不能检测任何屈光性散光的误差。

一个带球面的硬隐形眼镜，当放在角膜上时，能有效地球形化眼的前屈光面，致使表现过度屈光提供剩余(不是屈光性的)散光的量度。这种从理论上对角膜平面修正的过度屈光幅值，应等于就地在复曲面软隐形眼镜表面上用CAVK获得的值，但它的屈光轴的取向将和剩余散光的取向成 90° 角。

3. 客观和主观分析

用 CAVK 显示的角膜地形图提供带有客观和可重现图像的散光治疗和分析。用地形图和屈光性来分析散光的结果将成为监视在产生变化的角膜表面的变化的基本步骤。CAVK 给我们提供客观的量度；可是，在非切开屈光外科手术，存在由屈光度等高线分离的分辨力减小引起的一些限制。

- 5 表现屈光是一种依赖于观察者和病人反应的主观测试，它可按照在一个屈光路径中的测试条件，如照明，图表距离和照度不一致等变化。作为散光唯一测量参数的屈光不足，由于屈光性外科手术诱发的球形等价物的大变化而加重了，和对剩余散光误差的肯定要有的关注相比，这并不太引人注意。可由角膜地形图或常规角膜曲率分析确定的客观测量辨别的趋势，提供了在
- 10 分析中对主观趋势的平衡。这个附加信息给出确定散光外科手术的成功度，产生的误差和改善结果要求的调整所必需的必要保证。

- 利用 TIA，现在可以确定地形图和屈光性目标。TIA 提供由屈光性，地形图或其它测量散光的设备能进行分析的联系点。当进行激光散光手术时，现在出现的趋势在于当比较那些由屈光得到的结果和在角膜上发生的那些结果时，结果中存在显著的差别。这些在分析中不同的趋势可以部分地归于对
- 15 屈光性的过分侧重，即将其作为唯一处理参数。

4. 调整和列线图

- 在角膜散光中欲达到的变化(TIA)企图变更手术前的状态，以实现由所有方式：屈光性，地形图和角膜曲率分析确定的所需散光目标。采用列线图用于
- 20 于切开散光外科手术(散光角膜切开术)，以允许由诸如年龄，眼球张力和角膜直径等引起的生理变化。要更一致地实现目标矫正，可以进一步确定改变这些切口列线图的调整因子，或微调进行非切开外科手术的激光器性能。

- 在 1993 年 2 月以前，用 Visx 20/20 激光器进行的 PARK 外科手术的分析，反映出有散光量欠矫正的普遍趋势。施加了不充分的“力”，外科手术诱发散
- 25 光(SIA)的平均量小于预期的平均 TIA，比例约为 10 至 12，在 1993 年 4 月以后，在对需要治疗的散光施加一个 1.2 的调整因子后，得到的幅值的术后结果表明用屈光性和地形图的后继的 SIA 更紧密地接近于目标的变化，实现了一个接近于 1 的矫正指数。

5. 计算机辅助视频角膜成像(CAVK)

- 30 现在可用于检查和测量角膜外形的设备大致分为两组。屈光图的数据来自反射性普拉西多盘(placido disc)技术。照亮的普拉西多盘或者可由交替的黑

和白环组成，或由一系列彩色环组成。真实高度图由非反射性图像生成的图像导出，或者从扫描的裂隙(slits)，或者通过立体摄影测绘观察一个投影的格栅导出。后一种技术能从非轴向观察无反射表面，和提供在手术台上手术中使用的实时图像的潜力。

- 5 在屈光图上蝴蝶结形最高峰处描写的最陡曲率点，要求有最少的组织切削使角膜球形化。在一个真实的高度地形图上描写的最高高度点，要求采用准分子激光器进行最大量的组织切削使角膜球形化。这对应于最平曲率的子午线并和变陡矢量(TIA)的取向对准。组织添加手术，如散光角膜切削术在垂直于 TIA 的轴作用最大。

10 6. 圆锥形角膜

- 角膜散光在不对称量和非正交取向方面变化。这些角膜形状生理畸变范围，从高散光量伸展到较大量的不对称性表现为“顿挫型”和“早期的”或“亚临床的”级别的圆锥形角膜，它们现在更经常地借助于 CAVK 技术来识别。划分生理范围内外的界线，很容易用诸如多余角膜变陡，尖端变薄或伤疤等临床症状确定。在圆锥形角膜中找到的不同图案可表示在圆锥形角膜中
15 随时间发生的地形图变更进程中不同阶段的连续变化。可是，仔细地检查显示圆锥形角膜变化的角膜在眼中的地形图，通常存在蝴蝶形的一半的残余，表示即使是在粗略的不对称状态中，散光也存在于两个半子午线中。

7. 矢量分析值

- 20 测量视觉感受的现有量度方法，诸如视力敏锐度或对比灵敏度，不具备显现散光治疗各种方法的不同性能所需的灵敏度。例如，此后，当采用 Visx 20/20 准分子激光器时，人们不能在通过在两侧打开限制光束孔径的平行挡光片和同时关闭一个圆形的光阑孔径的，和用平柱面模式方法治疗散光的系列技术生成的椭圆型烧蚀之间指出任何可分辨的差别。当散光变化通过采用
25 矢量分析从共存的球形变化中分离时，这个性能差别是可检测的。

8. 通用原理 - 目标 T 和 R

- 作为它们不同外科手术处理的决定因素，在两种采用两个手术前散光值，地形图或屈光性之一的对比治疗范例中存在矛盾。通过采用目标角膜散光的取向作为指导外科手术范例，而不是用两个手术前的散光中之一，可以
30 解决这个差异。这样，所有散光外科医生，不论他们使用刀片或激光技术，将在相同指导原理下做手术。

于是所有形式的屈光性外科手术将在一个共同的治疗原理下工作；就是，为了确定对每个单独的眼睛确定最佳的手术，要评价在屈光性和角膜形状两种散光中提出的变化。现行的实践不遵循公共或一致的主题，在白内障和穿透性角膜移植术全都强调手术前的角膜形状，对散光性角膜切开术强调形状或屈光性，对准分子激光 PARK 外科手术强调屈光性；各自采用一个或另一个治疗系列的极端。

只有通过散光外科手术中，手术前确定散光和地形图手术目标，人们才能进行两项基本任务；首先，按照通行的参数优化处理，和第二，通过知道目标位置使之能进行有效的分析。设置精确目标的过程使成功度的测量、误差的确定和做出各种必要的调整以改进未来的手术成为可能。

当进行近视和散光的准分子激光外科手术时，人们会问—如果目标是消除对眼镜的需要，为什么我们不用屈光性同时作为柱面和球面唯一的治疗参数呢。答案在于要达到等价于矫正近视的零球面，它照顾到消除眼镜的目标。可是，对在角膜上雕刻眼镜散光的惩罚是合角膜散光变成最大，而这是和已建立的和常规的要求在外科手术计划中考虑角膜形状的角膜外科手术原理相违背的。和眼镜矫正无关的眼的光学系统，将继续依赖于前角膜表面形状的最佳匀称性。

9. 散光的最佳处理

当差别仍存在于地形图和屈光性之间，剩余散光不可避免地留在光学系统中，或是在地形图或是在屈光性中，或在两者之间分配，在两个表面上都留下非零的目标。把地形图排除在外科手术计划之外的后果，如广泛地用准分子激光外科手术所实践的那样，是导致在角膜上有剩余散光，合角膜散光增至最大，和潜在的增大球差及可视图像合成变差的不可避免的目标。

按照本发明，当地形图和屈光性的散光目标的非零值的和等于该光学系统可实现的最小目标值，并且按照目标散光的取向适当分配给地形图和屈光性时，实现了散光的最佳处理。

在外科手术计划中，目标角膜散光的取向最佳地确定分配给地形图和屈光性的量的侧重度。可是，这个分配可以按照图像的皮层知觉怎样根据其取向变差来指导作选择。如果图像受到最大变差的困扰，则这时一个球形角膜的目标将是可取的，而且剩余散光将指向屈光性。如果目标的散光落入图像变差最小的取向，则任何剩余散光最佳地留在角膜上，而且在屈光性中没有

散光矫正。

可以证明，在实验室或临床装置中，倾斜的散光可能事实上是最不利的选择；如果是这样，处理的重点应当相应地分配。和角膜散光同时存在的眼的球形等价物，按照其所在的子午线影响所述图像的清晰度。

5 10. 侧重度

当处理矢量，即 TIA，终止在倍角矢量图中连接地形图和屈光性的目标的线上时，侧重度是在所述这两个目标之间相对位置的量度，表示为一个百分数。在处理侧重度线连接零地形图和屈光性散光的情况，则重点线和最大矫正目标线重合，使通过对存在散光的最大矫正实现最小目标散光成为可能。

目标的角膜散光越大，越接近 90° (WTR)，作为唯一的治疗参数，指向一个零地形图目标的侧重度越少。

可是，按照目标散光(图 19)的取向，在外科手术计划中给予地形图和屈光性的相对侧重度可以不是直接的线性关系。反之，当目标球形等价物为零时，按照存在的角膜散光的取向，基于视象相对变差的知识，在外科手术计划中，外科医生必须决定给予地形图和屈光性的相对侧重度。现有知识将提出一个最有利的 WTR 取向。

11. 角膜形状的复杂性和考虑

按传统惯例，角膜外科医生主要关心的是角膜形状；即散光的量及其取向。最佳的散光处理将寻求实现较少的角膜散光，并企图影响其取向使它进入一个有利的取向。用所有测量方式实现零散光，很可能继续成为屈光性外科医生的最终目标。

至今为止，不论采用的外科手术方法是基于形状或屈光性的散光，当可以实现时，散光治疗的传统方法将保持零散光作为外科手术的目标。本发明认识到在屈光性和地形图之间存在的差别造成避免非零目标成为不可能。TIA 的引入使得在一次外科手术中就能达到任何屈光性或地形图的目标，而无需要求获得零散光的中间步骤。这类似于前往目的地的飞行不要求在中心飞机场停机一样。

按照本发明，处理参数的扩展现在可能打开以前没有考虑过的确定新式散光处理方法的道路。

尽管过去屈光性是治疗的主要决定因素，考虑引入地形图是有好处的；

可是，它也引入了复杂性。其得到的所述好处是，通过把形状参数列入外科手术计划缩小了目标的角膜散光，和有能力将客观测量用于外科手术结果的矢量分析。

- 5 可是，必须指出，包括地形图引入了显著的复杂性。已经讨论过的一种复杂性是在屈光性之间存在的差别，和用模拟的 K 表示的地形图。由 CAVK 提供的模拟 K，最好称为“T”，只是一个最优拟合的折衷方案，而且是用不同设备以不同方法导出的。通常，它是在角膜的两个半部上对多个测定的恒定参考点的一个平均值。

- 10 在角膜的两个半子午线上散光的屈光度幅值中存在的差，和 R 和 T 值之存在的差一样经常出现。由于散光的两个半子午线的非正交关系，使这些半子午线 T 值的不对称性进一步复杂化了；就是说，它们的轴常常不能彼此排列为 180° 的取向中。通过在同一个角膜上各种读数中选择三个轴之一，即两个非正交值或与二者相交的一个取向中的任何一个，在非正交散光的情况下，现行地形图的技术有时在确定模拟的 K 读数的取向时发生变化。

- 15 屈光性和地形图的值之间的差不能当作微不足道的事物舍去不计。由于没有机构来调停角膜地形图的哪一个半子午线已用显然屈光性的散光值来分解，也不应说一个精确和有条理的屈光性可以分辨这些差值。

- 20 如上所述，角膜地形图的检查通常在所述角膜的两个半子午线中表现出某些不对称性。这种不对称性或者可在幅值中，或者在蝴蝶结形两半的非正交取向中。要完成角膜的最佳治疗，要求进行共同屈光性和不同的地形图的幅值和轴的两种分解。从角膜的每一半，人们可以确定不同的目标角膜散光，并从角膜的每一半可以确定一个最佳 TIA。这种用于治疗半子午线解是和采用的任何切开的或非切开技术有关的。

- 25 屈光性的散光常和相反的非正交地形图轴的子午线相交。采用对角膜的每个半部的最佳疗法，可导致在减小的目标屈光性的散光中有一个增强的协同效应，但获得一个总的更规律和更接近于球形的角膜。因此，通过辨别在两个地形图的角膜的一半之间不可避免的差异，以及辨别它们与屈光性的象散性散光的每一种差异，处理每个半部使更紧密地对准每个地形图的陡轴，按照适于该病人的单独条件可确定最佳的治疗方法。

- 30 调整角膜的非对称和不对称因素，不论在屈光性的散光中是否有变化，可以潜在地改进最佳矫正及一只眼的裸眼视力敏锐度。采用烧蚀性或基质内激

光器，切开性角膜切开术或这些技术的组合，以改进眼的视觉功能而不改变其屈光性的状态，可采用这种处理。在儿童中治疗弱视，如废用性弱视，或在成年人眼中因不规则散光功能在最佳适度以下时，这种处理可能是有用的。

- 5 实现一种正交对称状态的不规则散光的疗法，可以用很多不同方式实现，这取决于外科手术的目标。完成规则的正交化散光，可以在没有屈光性的任何变化(图 25a 至 25c)的情况下进行。将不太有利的角膜半子午线转向另外较有利的一半，将达到屈光性散光的同时有利转动(图 26a 至 26c)。通过对准每一个手术前的屈光性的散光，在一个或两个半子午线上可以减小屈光性
- 10 和地形图间的不均匀性。这样，屈光性散光的净变化将等于两个地形图半子午线(图 27a 至 27c)的剩余散光。

- 散光疗法可以用来矫正角膜形状对称性存在的畸变。在这种方式中，由常有的角膜不规则性造成的视网膜图像清晰度变差，可以被潜在地改进，可以预料，相当一部分受视觉昏暗困扰的眼，很可能是和非正交或不对称散光，
- 15 或两者都有，所共存的。在任何年龄下，把角膜当成两个不相似的一半进行治疗，这种异常状态的矫正可以潜在地改进该眼看到景象的质和量。

12. 散光扭矩

- 在散光扭矩作用在角膜手术前存在的散光状态的情况，施加的力和存在的散光成 45° 。一个纯正切的(在倍角术语中)单向力施加在最陡的角膜轴
- 20 上，将导致在幅值上大于手术前值的目标散光，其取向已在转动(图 21a, 21b)的方向上移动。

- 施加这个 TIA 力以改变角膜散光将影响屈光性的散光。可以预料，预先存在的角膜散光轴的任何变化，将以相同大小的 TIA 矢量在相同顺时针或逆时针取向改变屈光性的散光。这种屈光性的散光(图 24a, 24b)的量或取向的
- 25 变化可以是有利或不利的。

- 当减小或消除对屈光性散光的任何影响时，将眼散光处理划分为两个半部，将使两个半子午线角膜散光的取向发生变化。两个相反的变陡的力可以施加在相反的循环方向上，并抵消彼此对屈光性散光的影响。这样，使用相反的扭力可以重新对准非正交不对称的半子午线，以实现重合并因此是规则
- 30 关系(图 25a 至 25c)。通过改变在相反方向中每一个的取向，即顺时针和逆时针，对屈光性散光的净影响可以减小或消除。可以预料在重新对准的地形图

和屈光性的散光之间出现更接近的关系。

通过分离加入它们分量部分的变化,分离变平/变陡效应和顺时针或逆时针扭转效应,对角膜形状给出控制。如果必要的话,在屈光性和地形图的变化间的联系可以这种方式简化用于分析和治疗目的。

- 5 可是,应用 TIA 将某些部分的散光扭矩加在角膜上,而不是必须减小目标角膜散光的幅值,这样不能实现眼散光的最大或最佳处理。在目标散光(地形图的加屈光性的)的最小值等于眼剩余散光时,发生散光的最大治疗。在这个目标散光在地形图和屈光性之间按其取向按比例分配时,治疗是最佳的。

10 13. 定性外科手术规划

- 本发明强调了从 CAVK 导出定量信息的重要性,但必须重视可以从这个定量规划和分析技术导出进一步的定性信息的值。所述方法可以用一种预测的方式,通过在散光-不论是对称的或半部的一中施加目标的变化,加到手术前的散光状态,如地形图上显示的那样。在规划过程中,多个单独的测量点,不论是单个的还是成组的,可以采用这种处理,使能看到从提议的这种处理中将要产生的期望的地形图图像。按照提议的治疗矢量的分解,也可确定用于该目标屈光性散光的值。
- 15

- 如通过算出的目标变化所估计的,所述外科手术规划可按照地形图的外观进行微调。在不论是在上方或下方的治疗矢量(TIA)上侧重度的小变化,可以改变目标的外观达到按照外科医生判断有利结果的定性标准公认为最理想的外观。在一个或两个 TIA 的侧重度中的变化,将同时改变目标屈光性散光。值得指出,当使某个侧重度给定于两个地形图半子午线以达到较小的总地形图的散光时,用不对称处理矢量而不必使它们任一个单独地以零屈光性为目标,可以实现零或近于零的屈光性散光。
- 20

- 25 通过对两个处理矢量中任何一个来变更变平/变陡效应,扭矩或这些的组合,由改变侧重度,可以实施微调处理的另外可供选择的方案。在从治疗计划的任何变动导致的预定地形图的实时显示下可以完成这一点。只有散光的最大矫正不是优先条件时,将完成从最大矫正目标线移开的这些模式中 TIA 的移动。

14. 矢量变化图

5 在外科手术完成后，如现今执行的那样，除了在每个点处进行简单的算术变动或差值分析外，通过检查矢量变化图，于是可以比较手术后和手术前的地形图。这可以对矢量分析的所有有关形态进行。例如，矫正指数图将提供由外科手术激光器或刀片完成的欠和过度矫正的相对面积，而这将用误差幅值的正和负值表示。成功的绝对和相对面积可由所述 DV 和成功指数图

10 示，而对准和未对准的任何变化可由误差图的一个角度图示。由逐点的矢量变化产生的信息可用于单个或成组的病人，以改进屈光性工具的性能，不论所述工具是激光器或切开式的。

最后，在进行角膜形状相对于午线变化的情况，现行角膜形状的 CAVK 和激光调制的分别的机制可以合并成一综合的实体，用于外科手术的控制和评估。在处理和

15. 结论

角膜是一种透明的组织，其功能受到它的形状的影响。它是一种胶质和弹性组织，可通过组织烧蚀，切开和收缩，使之诱发形状的变化。角膜的这些相对变陡和变平的变化，在屈光性外科手术中，以同时的通用变陡或变平球形变化的一部分出现。

20 在获得最大功能的圆环形状期望变化的规划中，要求把用于地形图(形状)和屈光性(功能)两种形态的测量参数结合在一起。识别和指出在不仅是形状和功能，还有形状的两个半部之间的差别，是在为散光的眼实现最大的潜在视力途径上的一个基本步骤。

通过对任何的系统不准确性进行调整，在回溯性分析中同时采用主观和客观参数进一步增强了微调用来进行散光外科手术设备的能力。未来的激光机器将需要满足用于不对称及对称的治疗处理的要求，使在角膜两侧上的散光的修正达到它们选定的构型或最佳水平。建立正交对称状态，将产生地形图散光的规则性，潜在地改进视网膜上成象的质量。

30 本发明寻求在外科手术规划和治疗中的扩展散光分析的方法以获得在外科手术规划和治疗中的预期值。把地形图并入外科手术计划提供了减小角膜散光的直接效益。可是，除了地形图和屈光性的差之外，由于需要指出角膜两半中对称性的差别，在外科手术制定决策过程中引入了复杂性。在用于

确定散光最佳疗法的本文中详细介绍的方法是由目标的，而不是手术前散光来作为指导方向，并可分别用于角膜的两半。本方法提供了用于控制在角膜形状中任何期望变化的方案。此外，它介绍了一种用于最大限度地实现诊断，分析和治疗屈光性外科手术工具集成的手段。

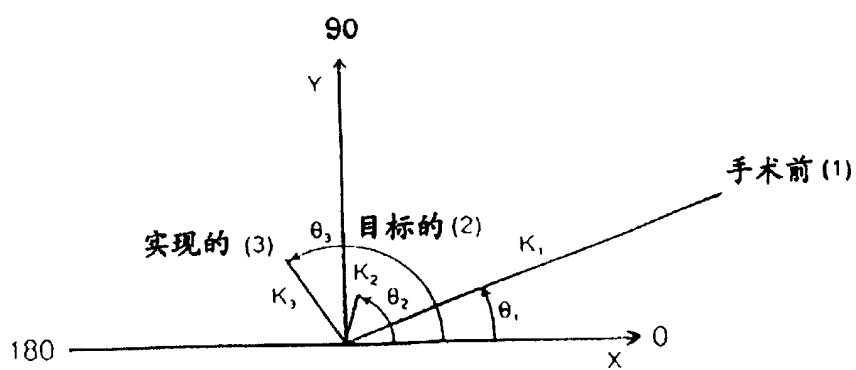


图 1

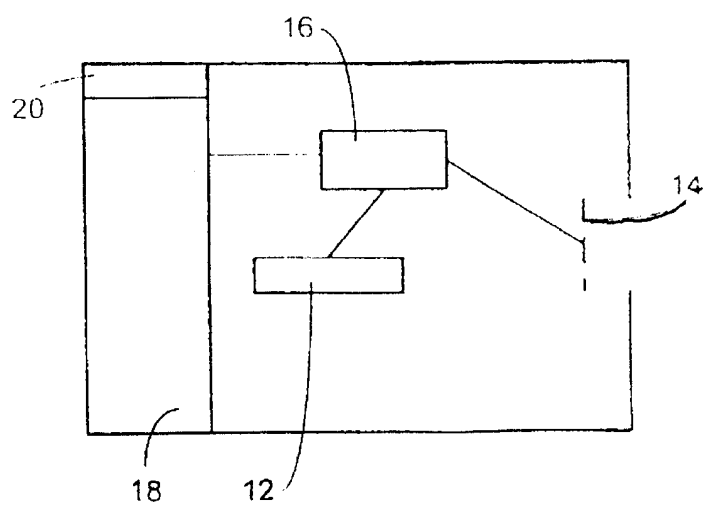


图 8

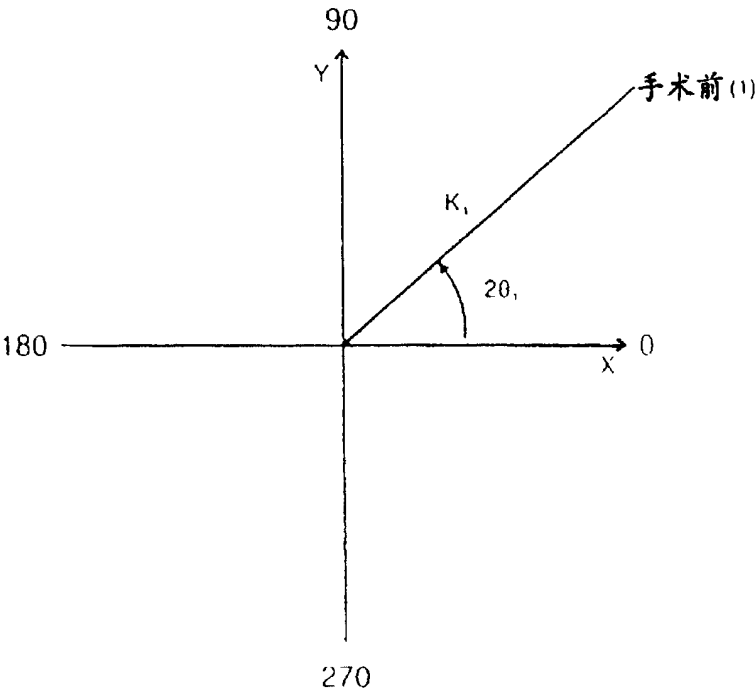


图 2

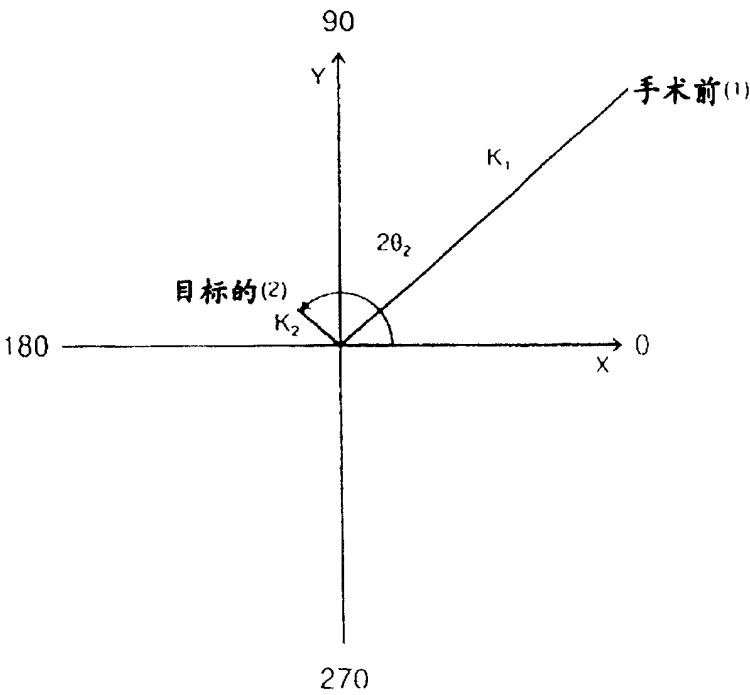


图 3

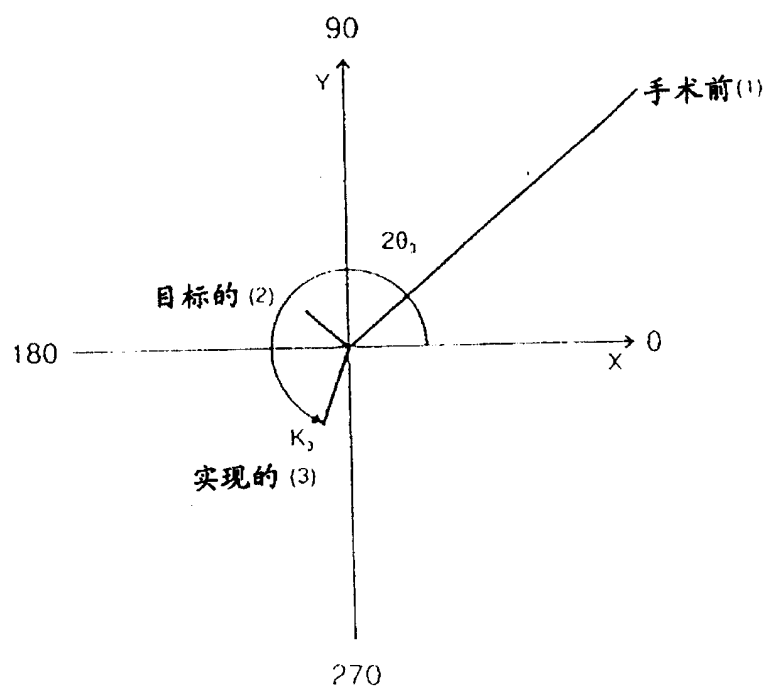


图 4

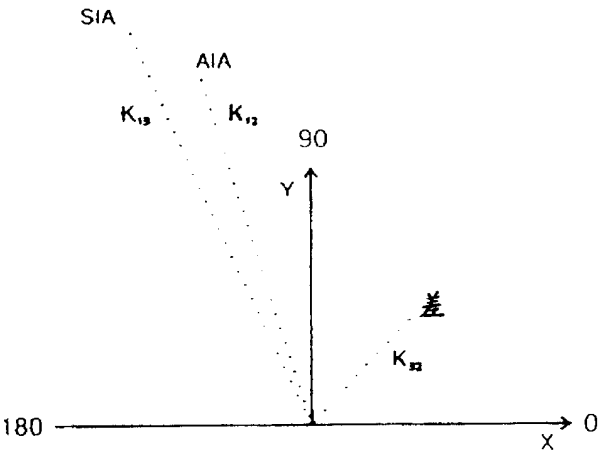


图 6

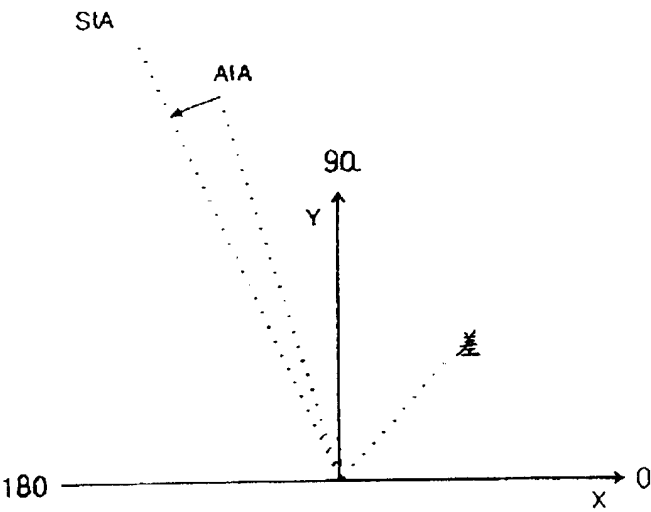
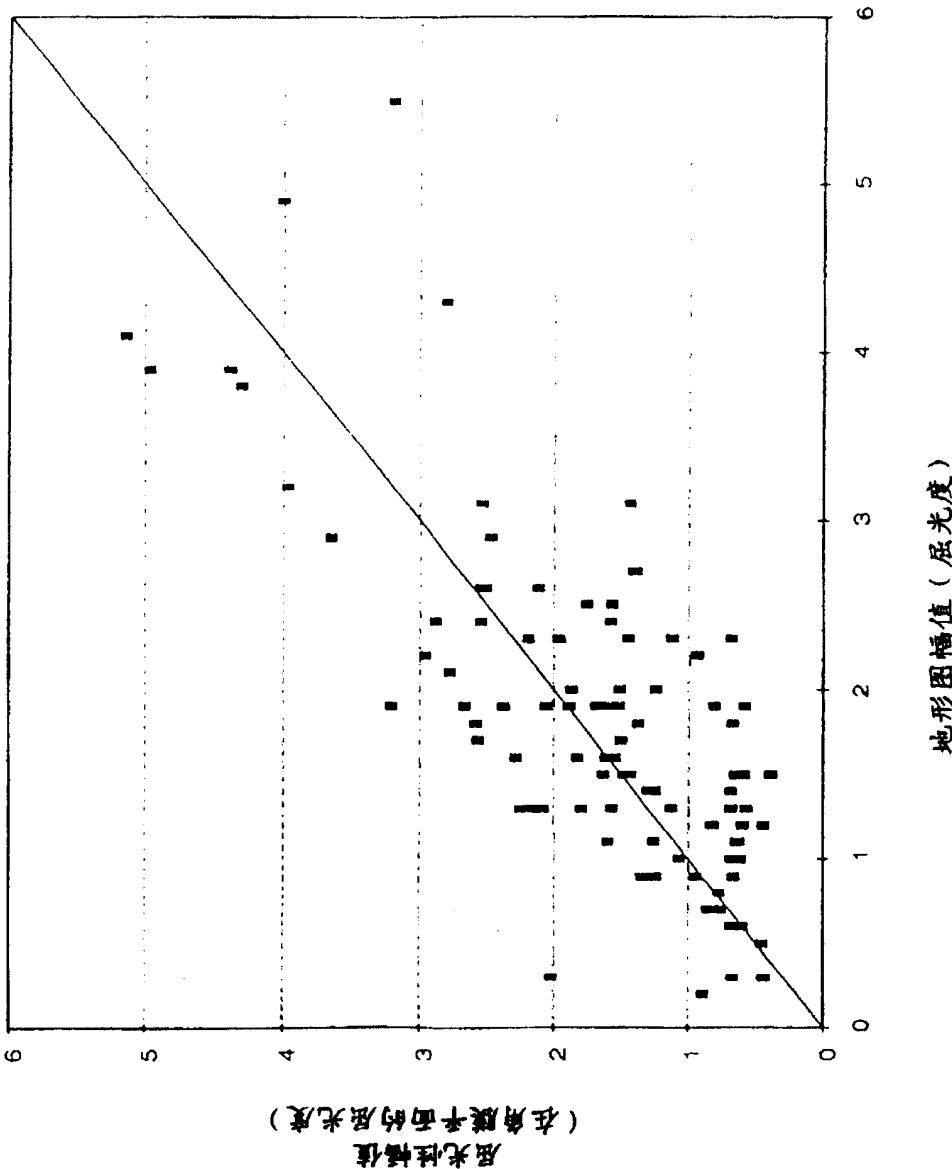


图 7

图 9



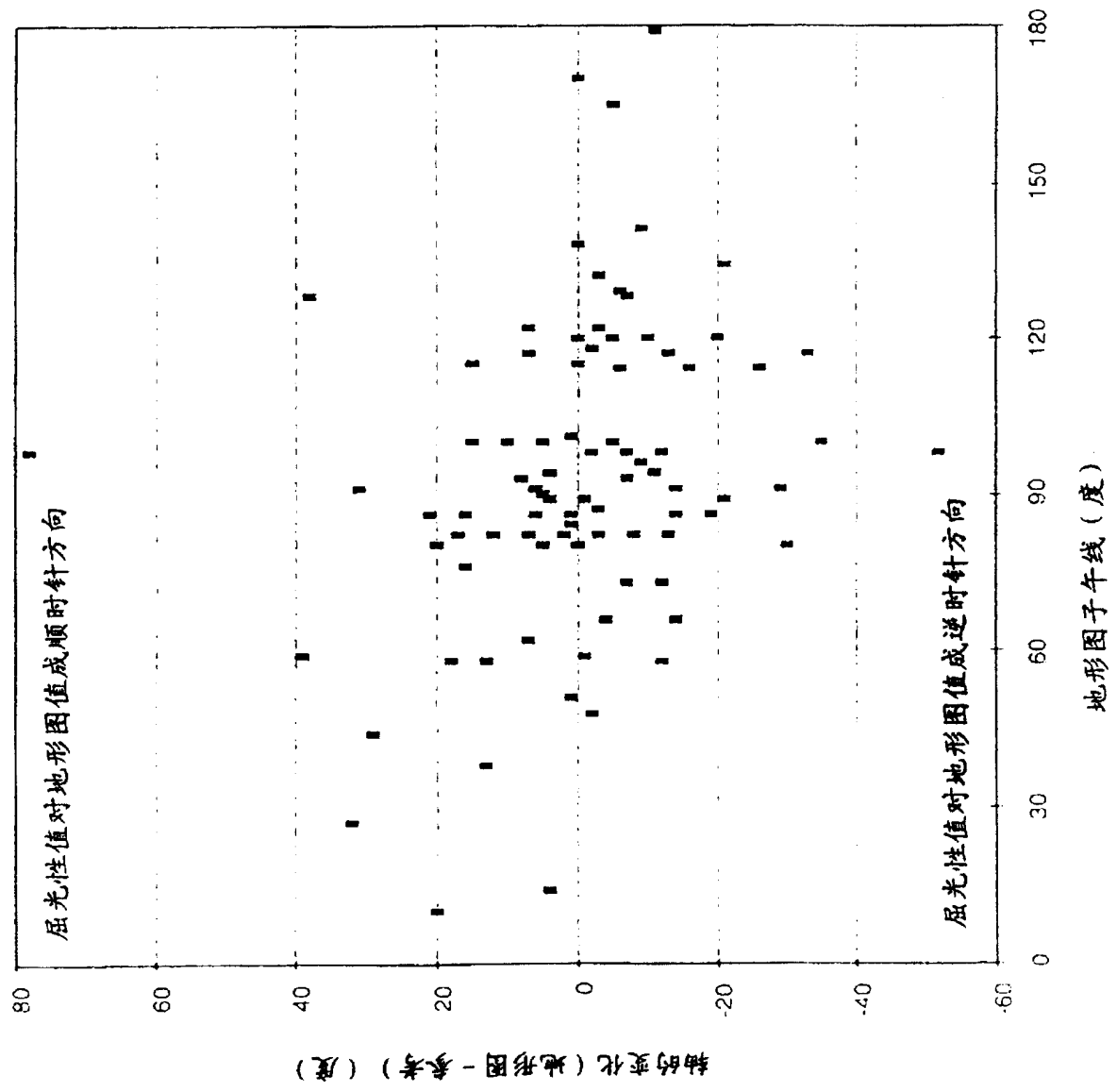


图 10

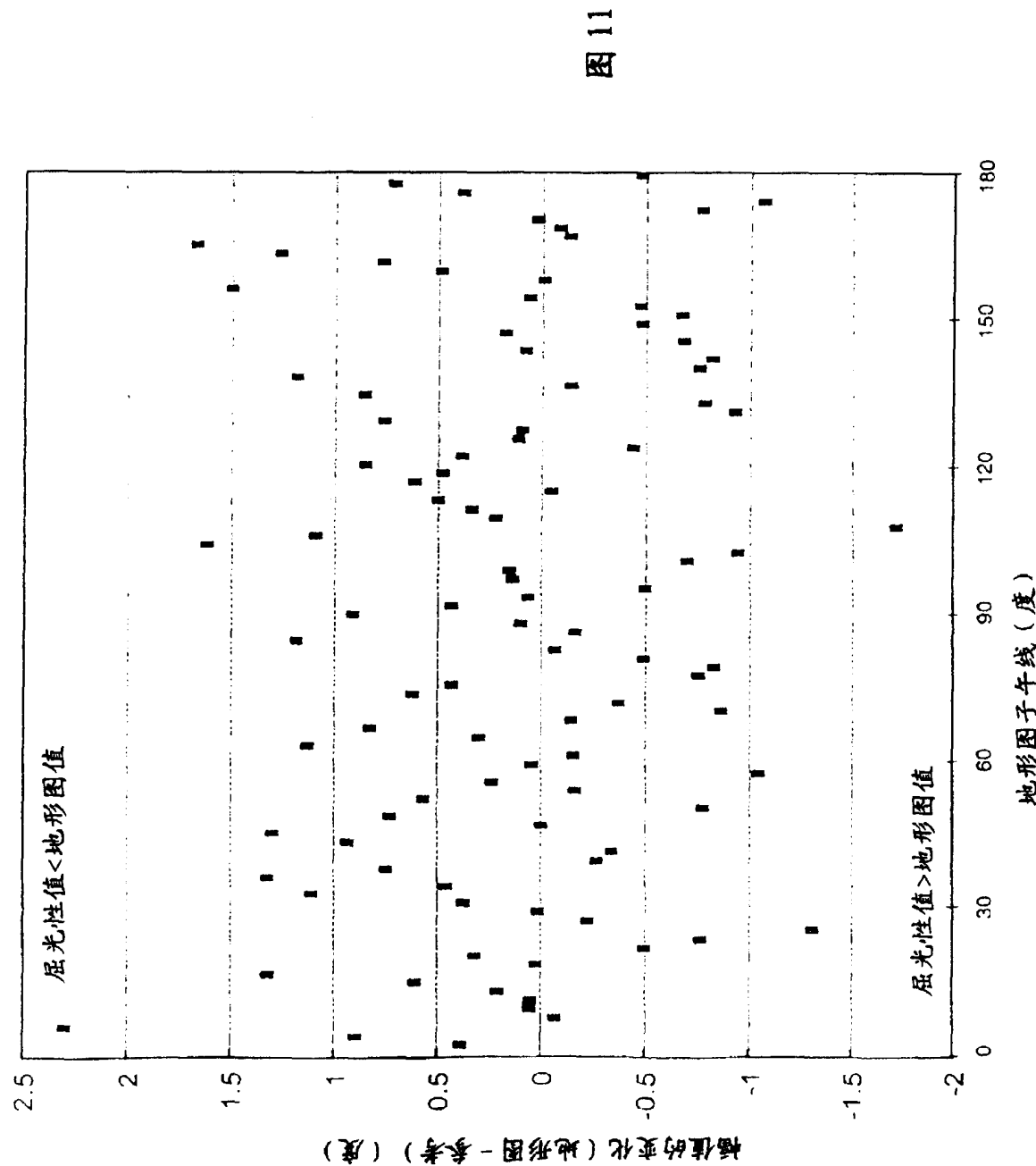
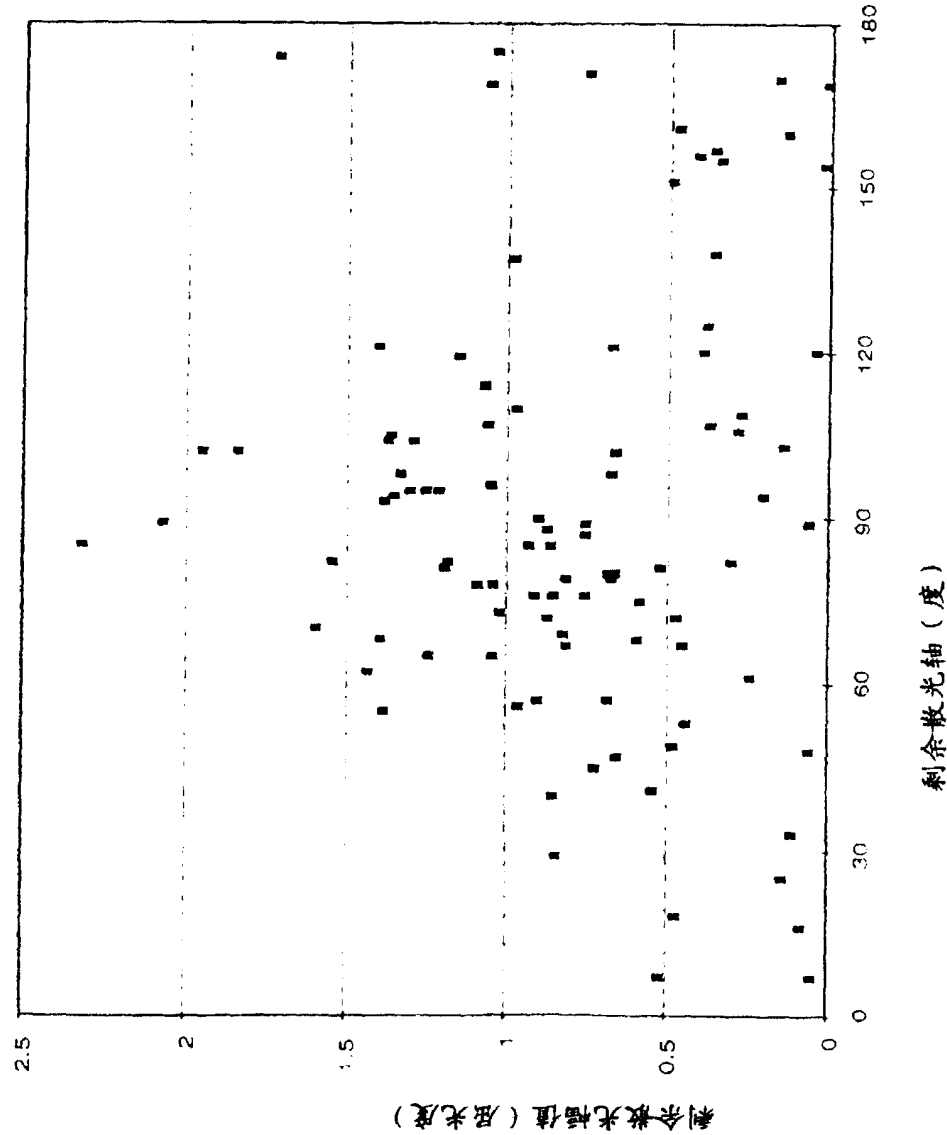


图 12



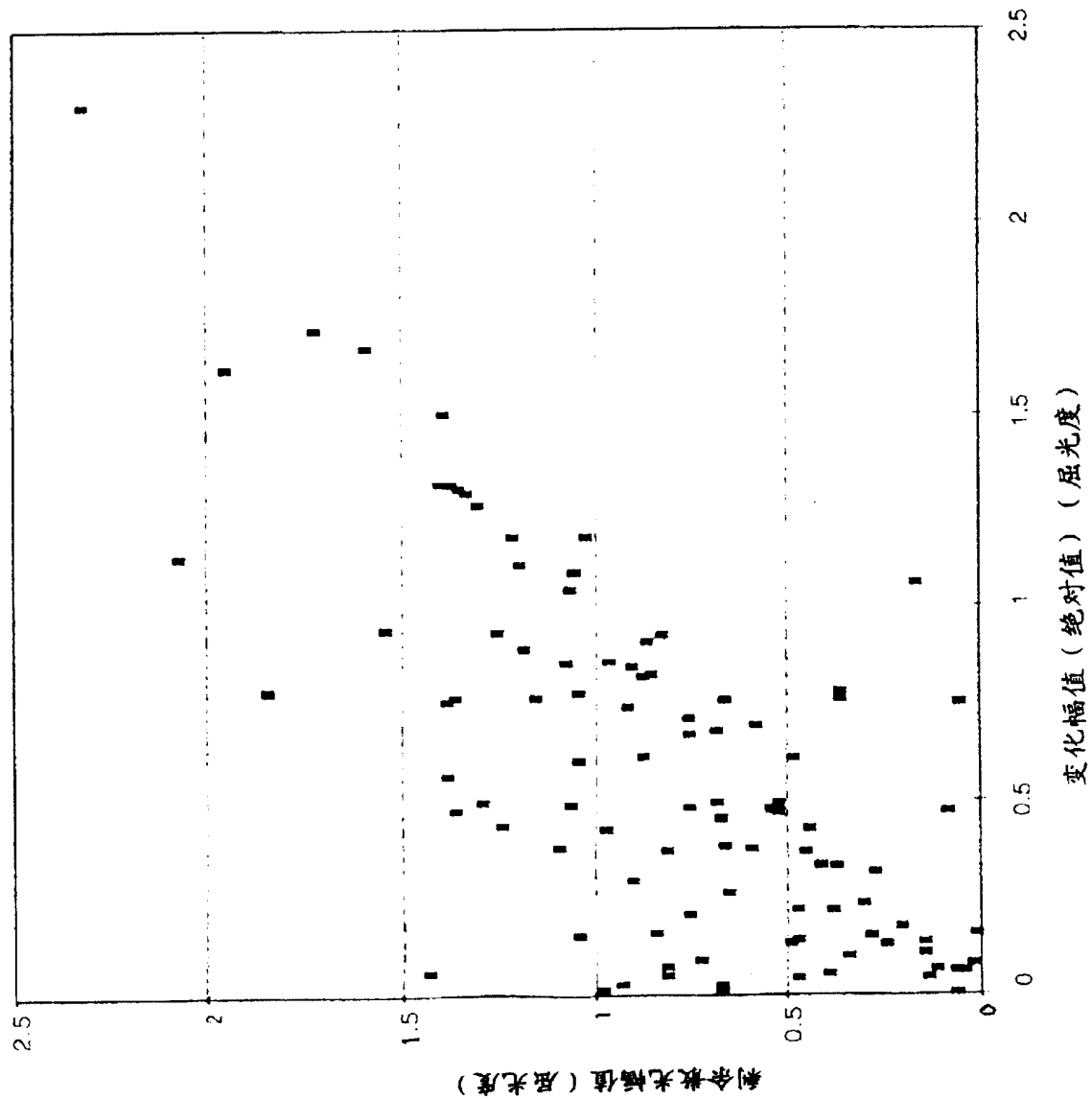


图 13

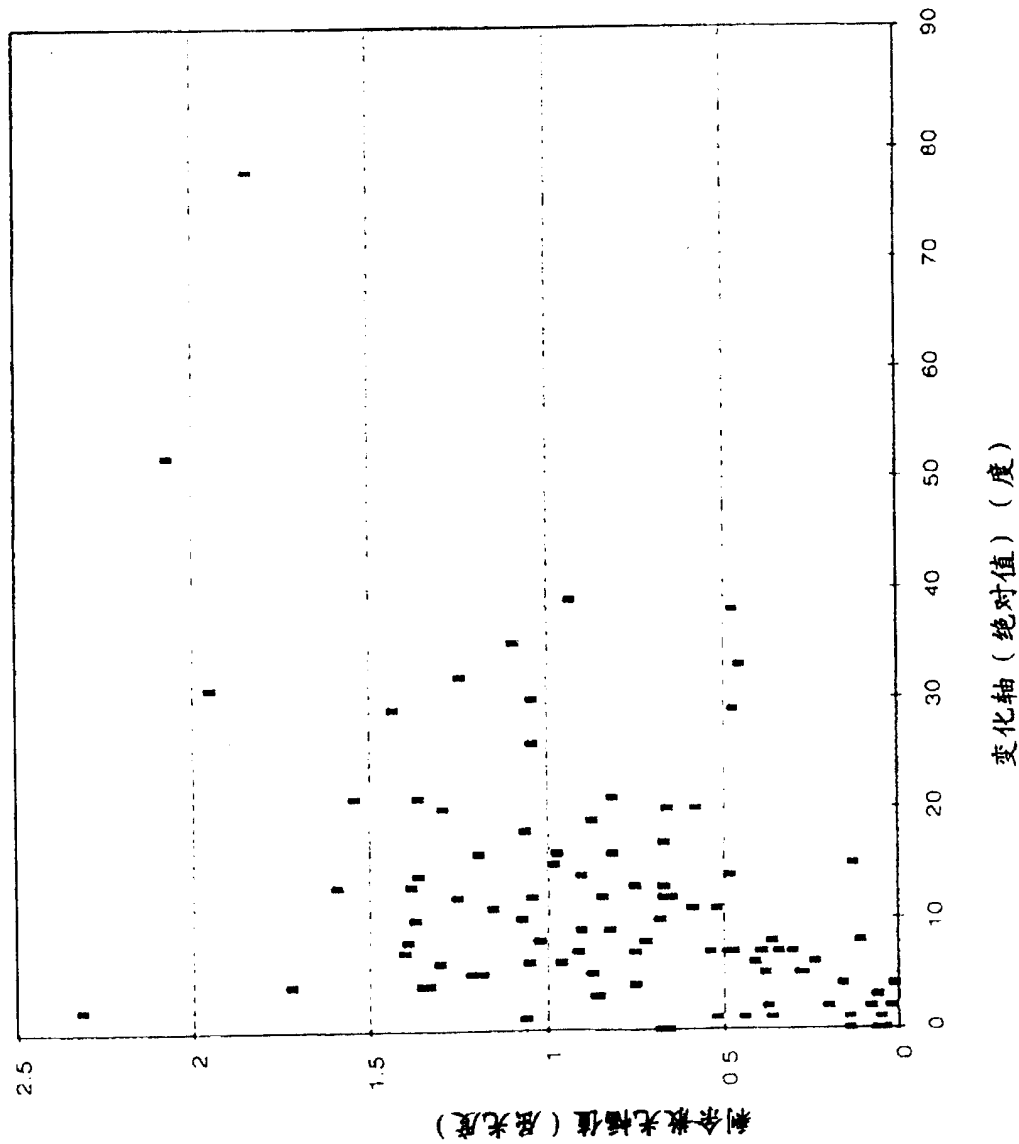


图 14

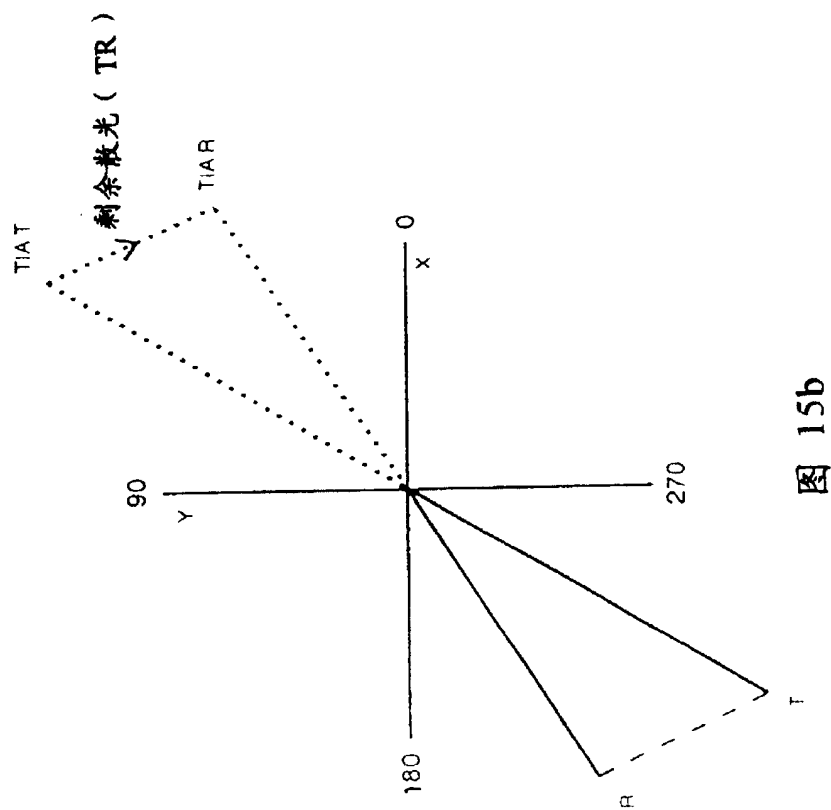


图 15b

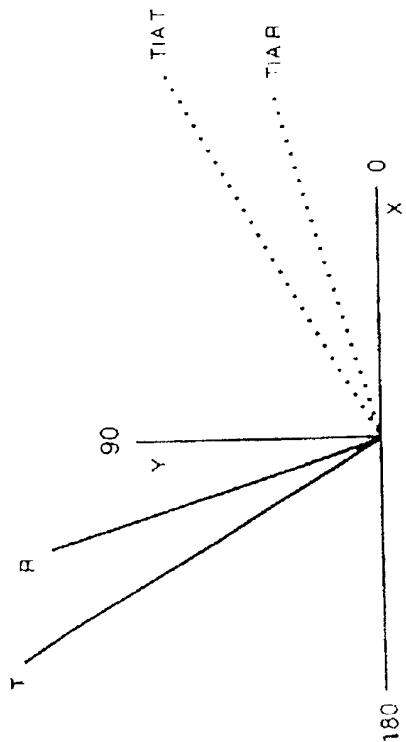


图 15a

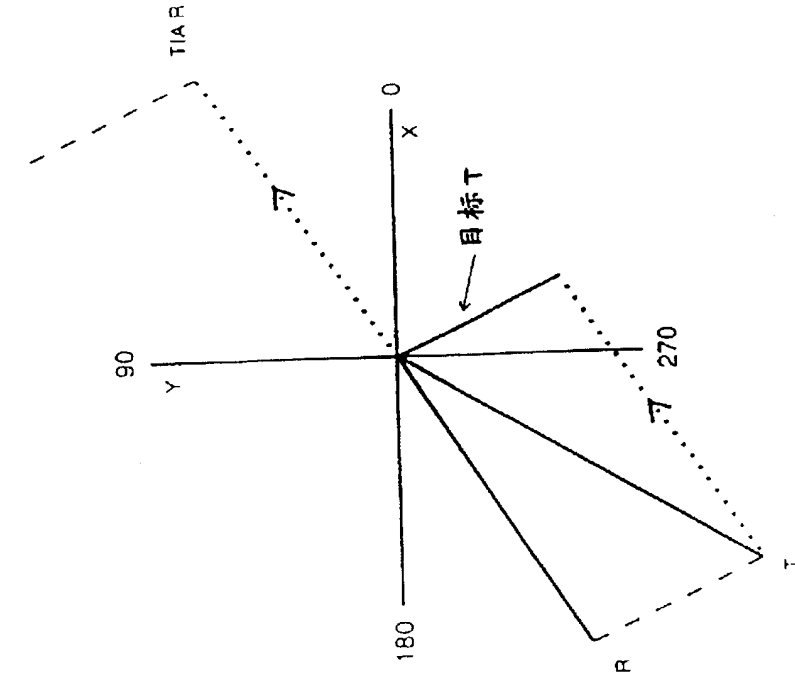


图 16a

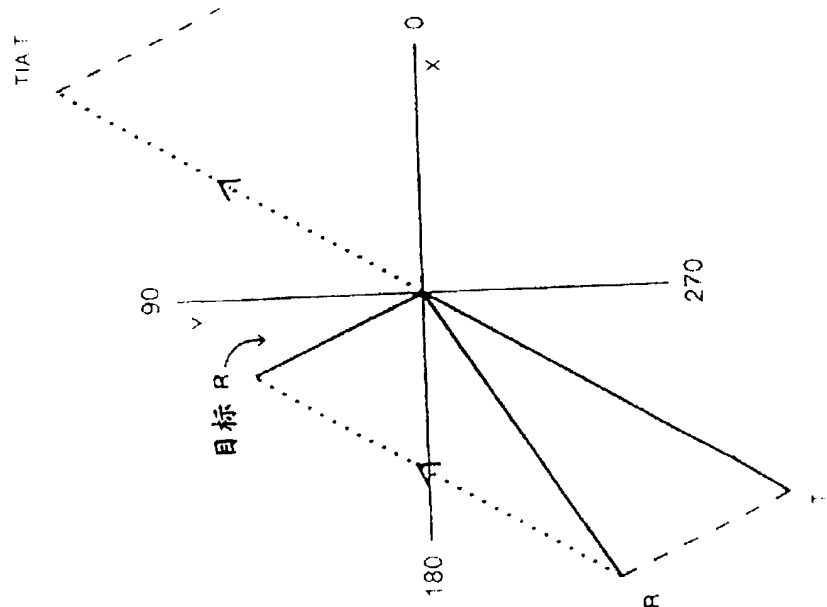


图 16b

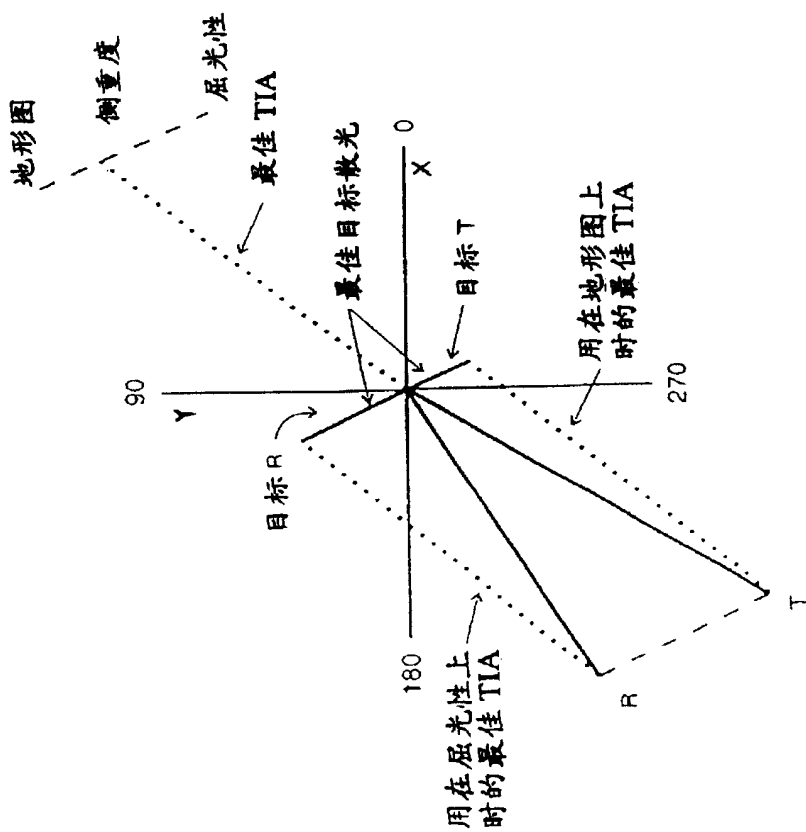


图 17b

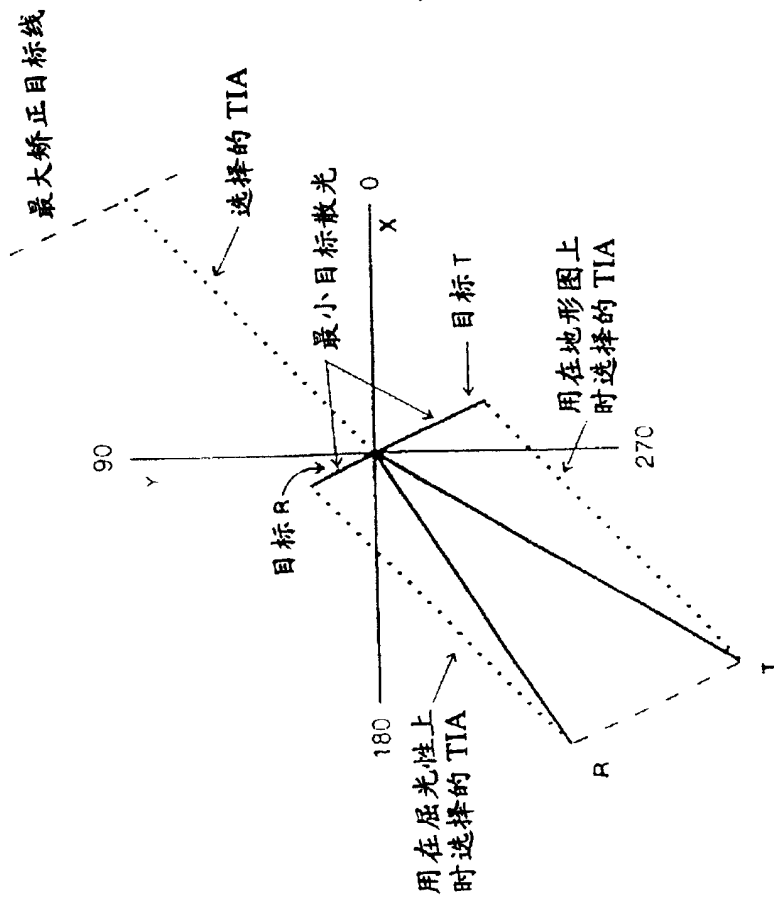


图 17a

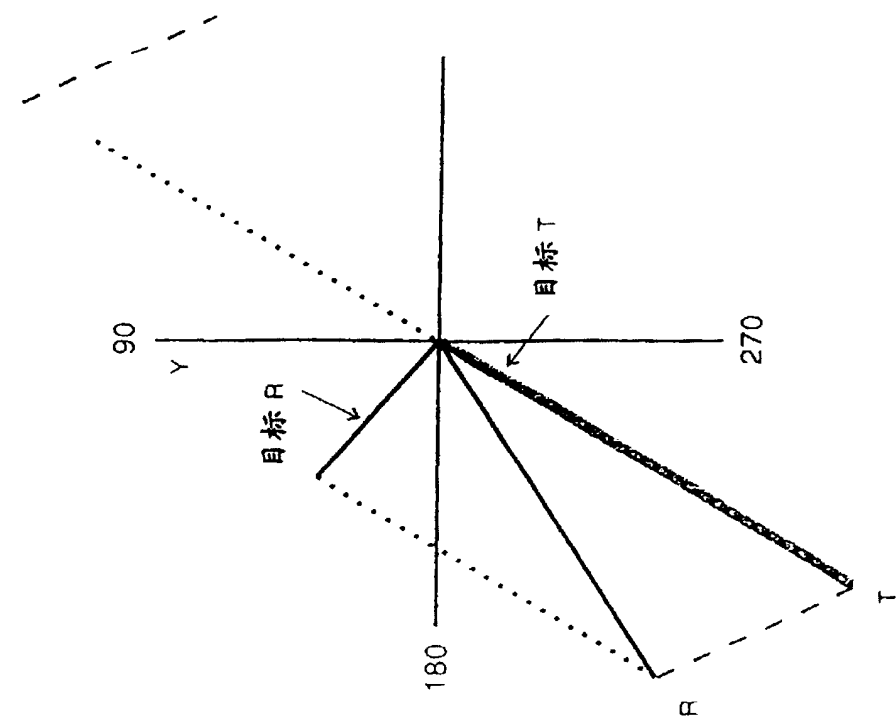


图 18a

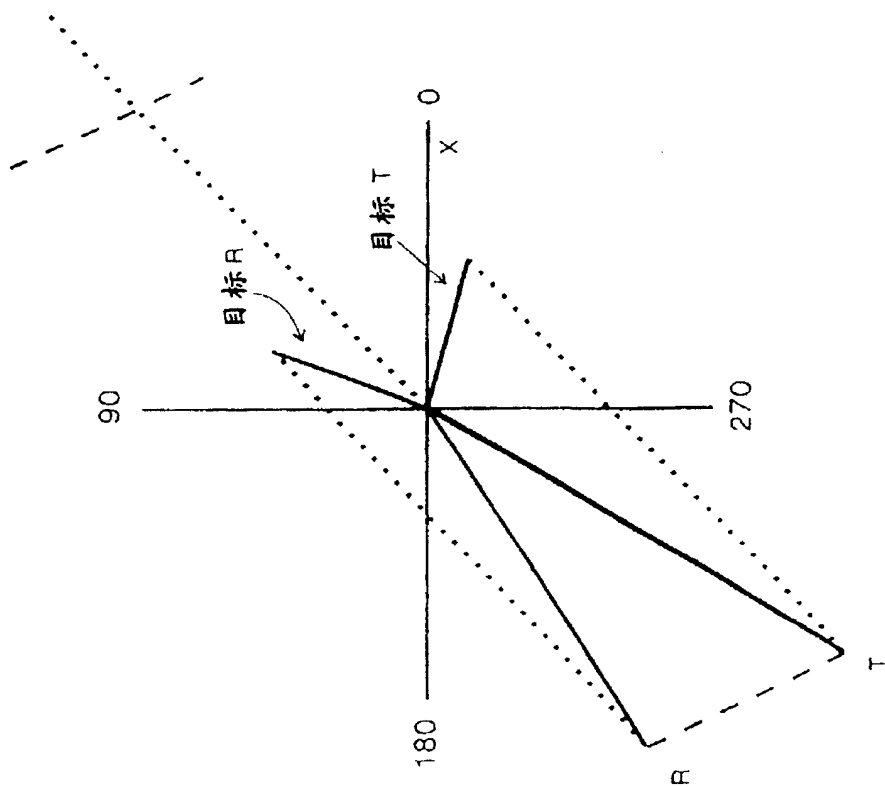


图 18b

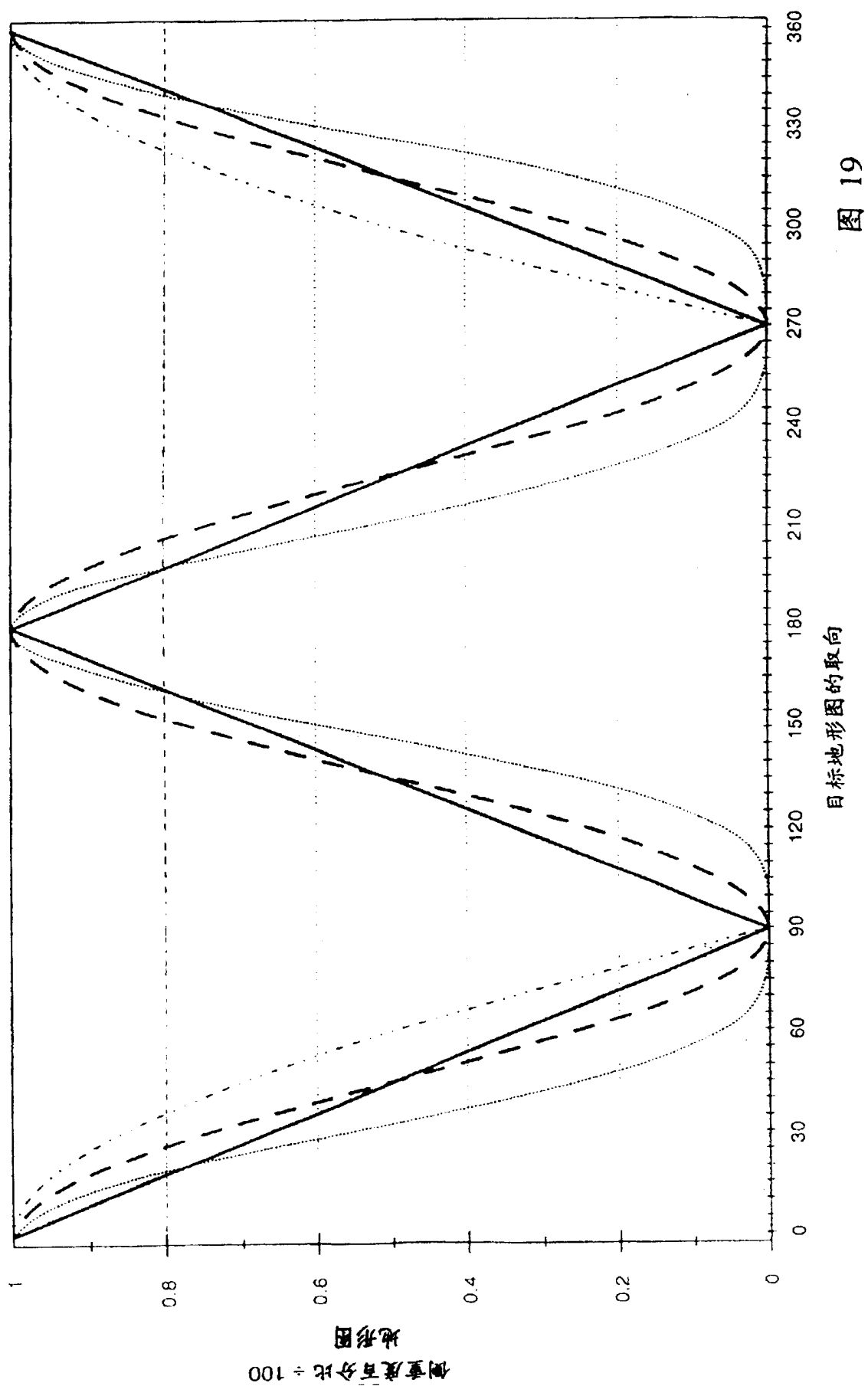


图 19

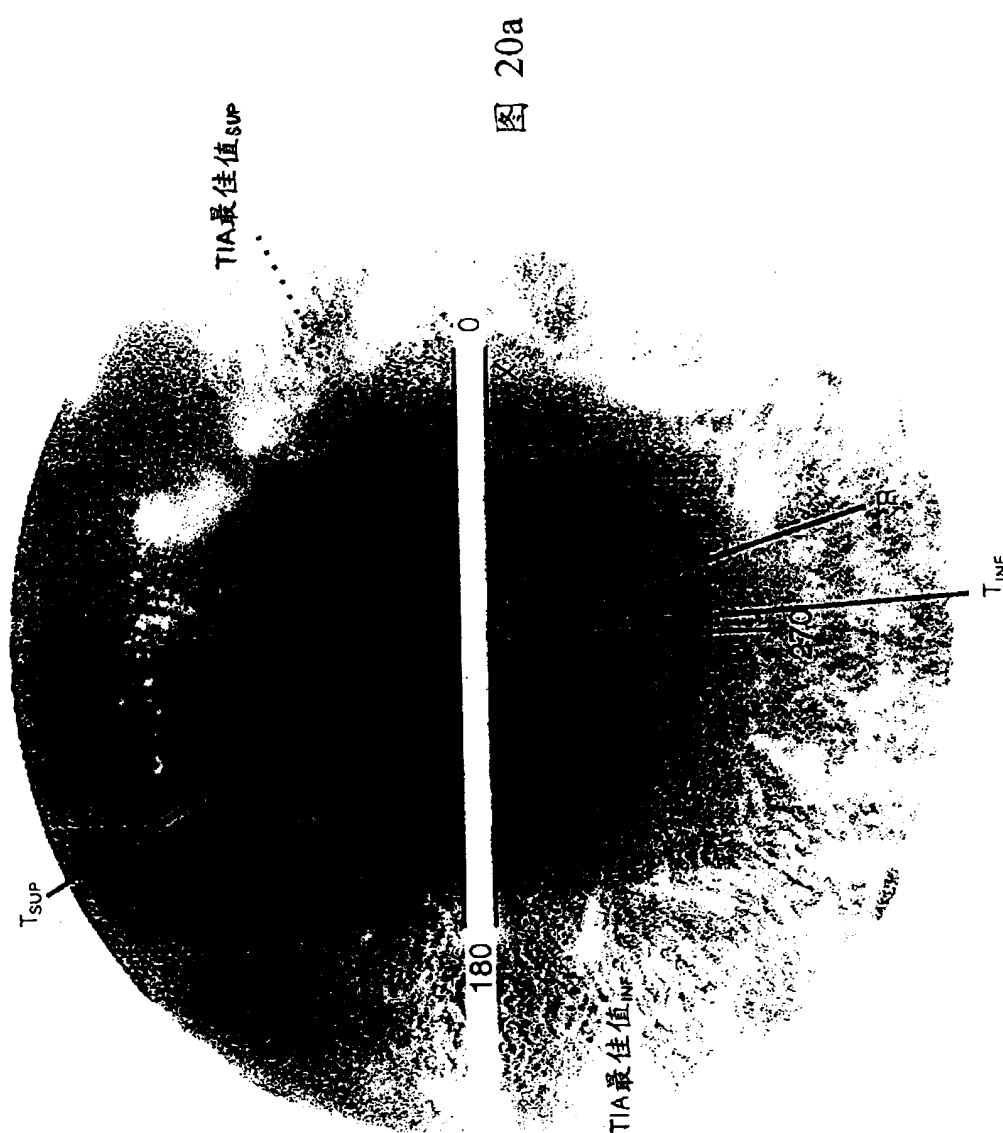


图 20a

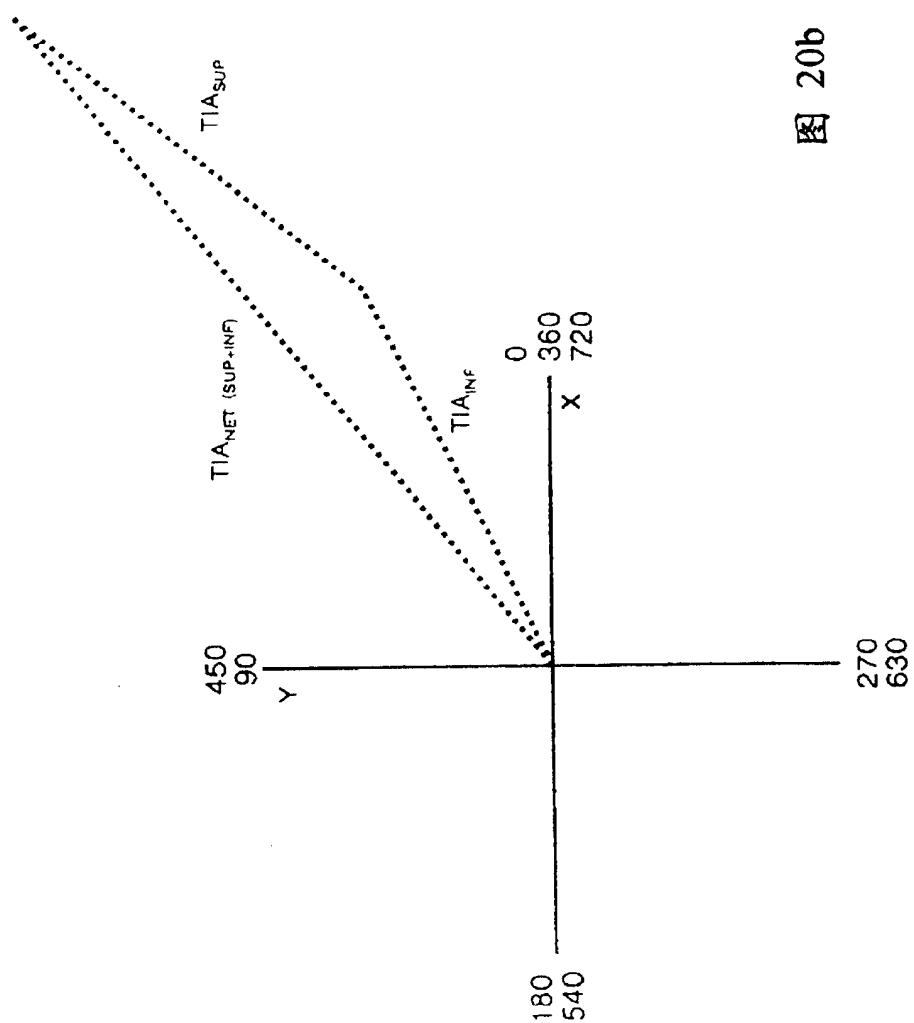


图 20b

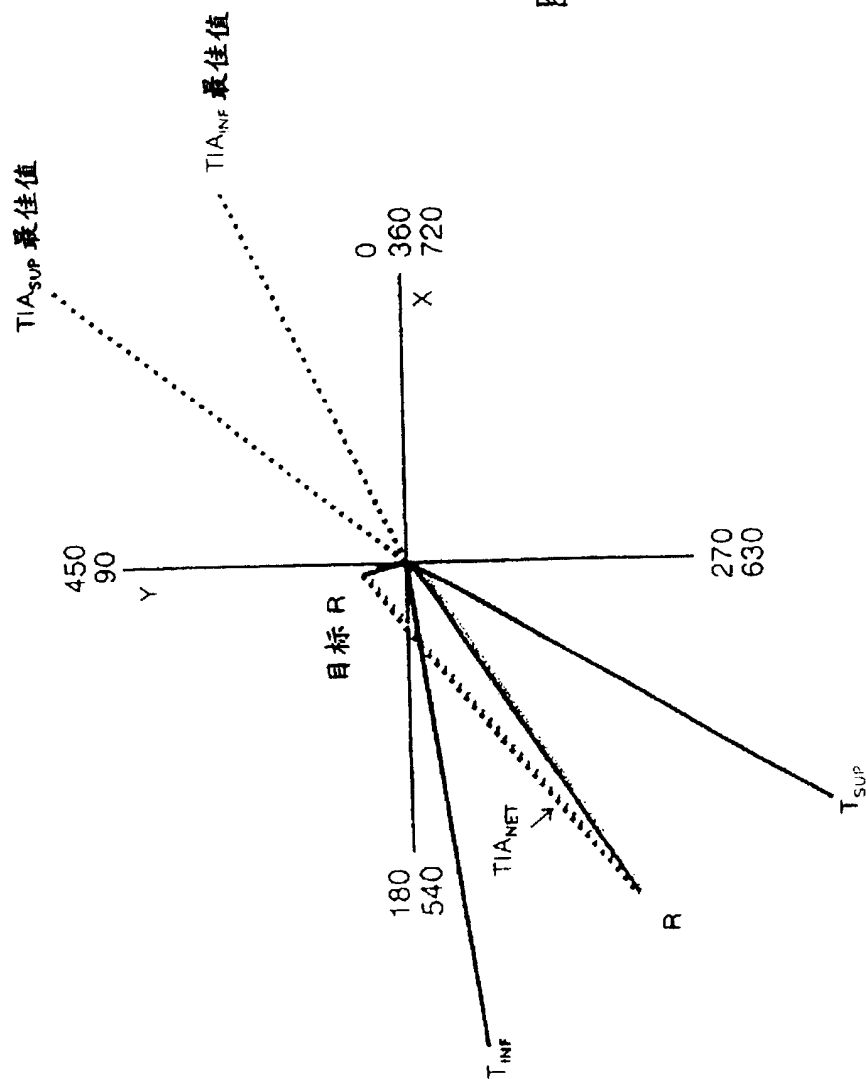


图 20c

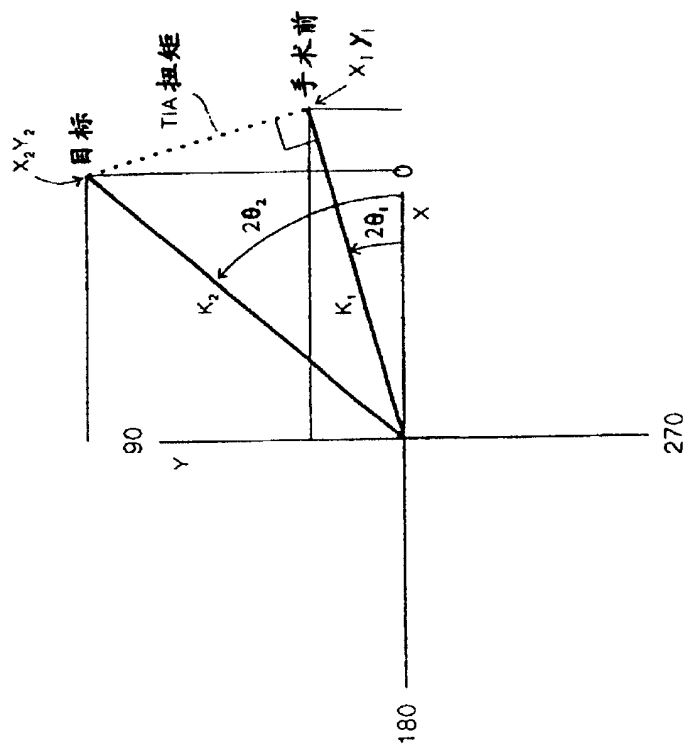


图 21b

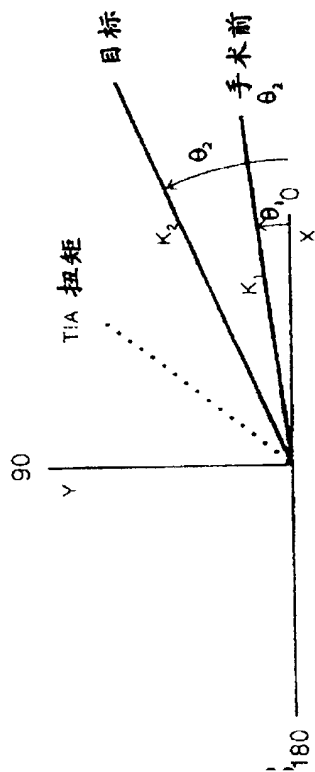


图 21a

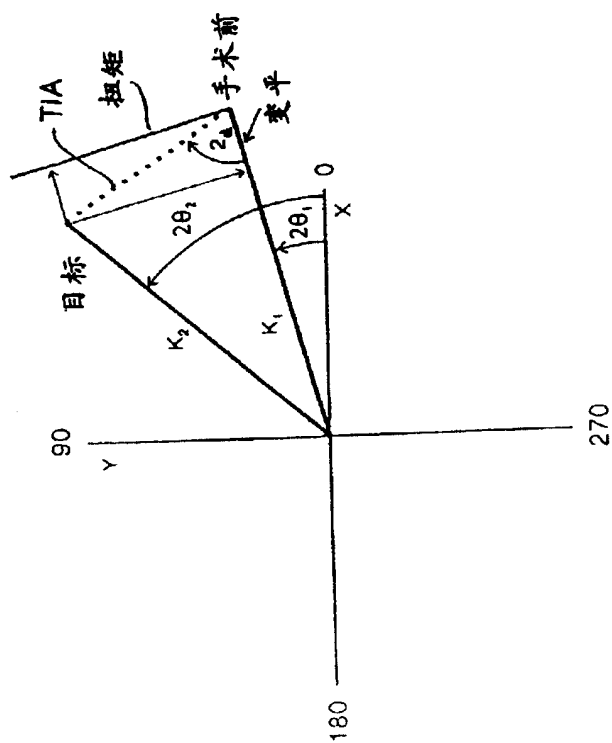
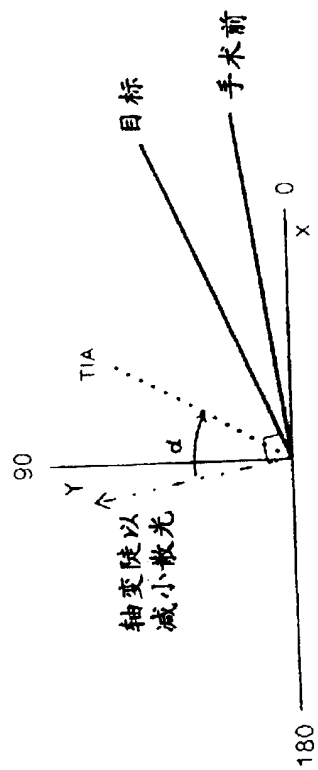


图 22b



α = 偏离轴切口位置的量

图 22a

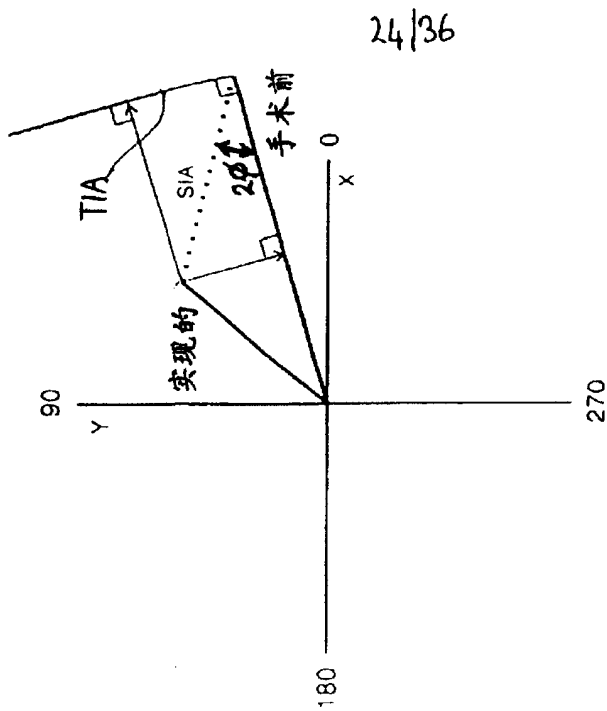


图 23b

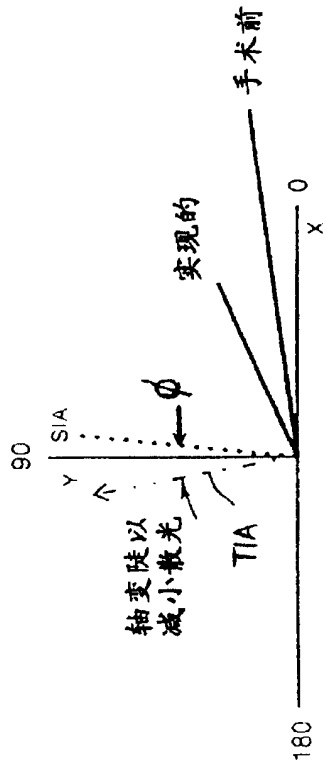


图 23a

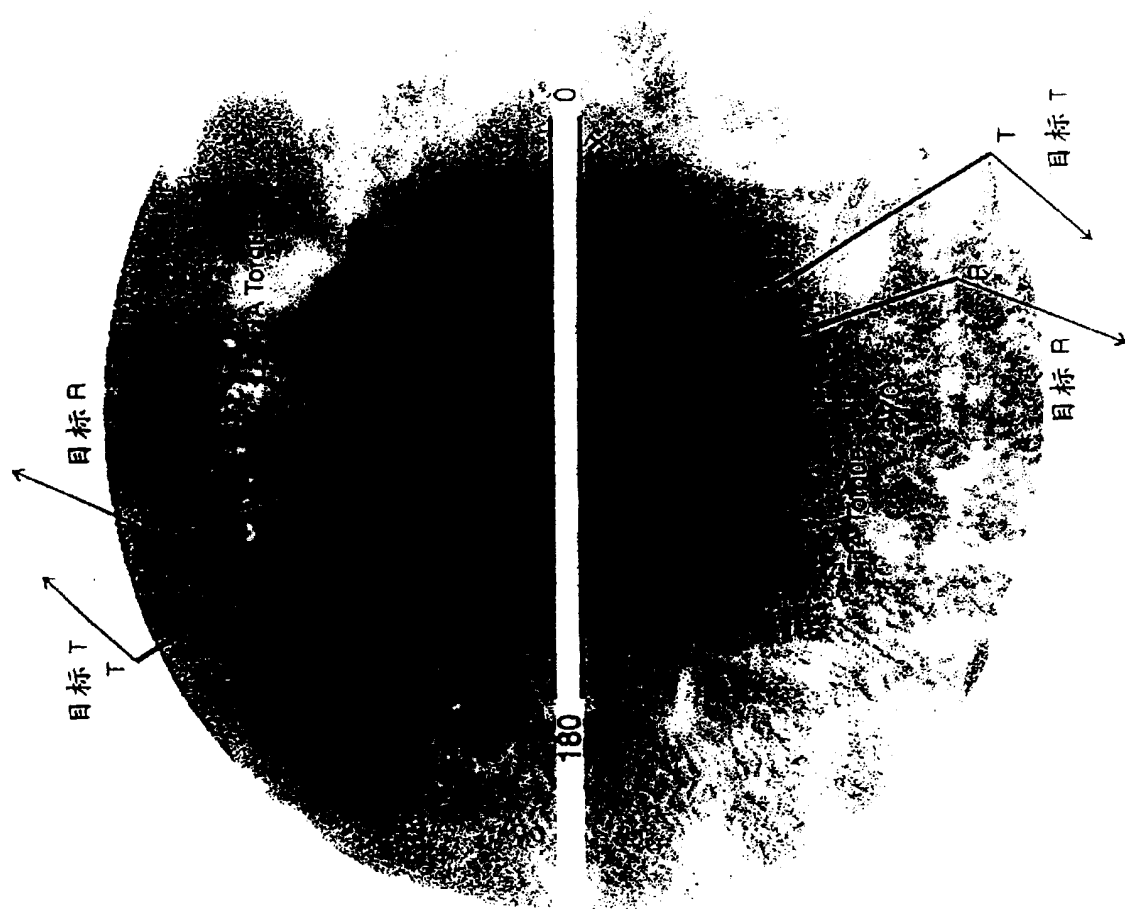


图 24a

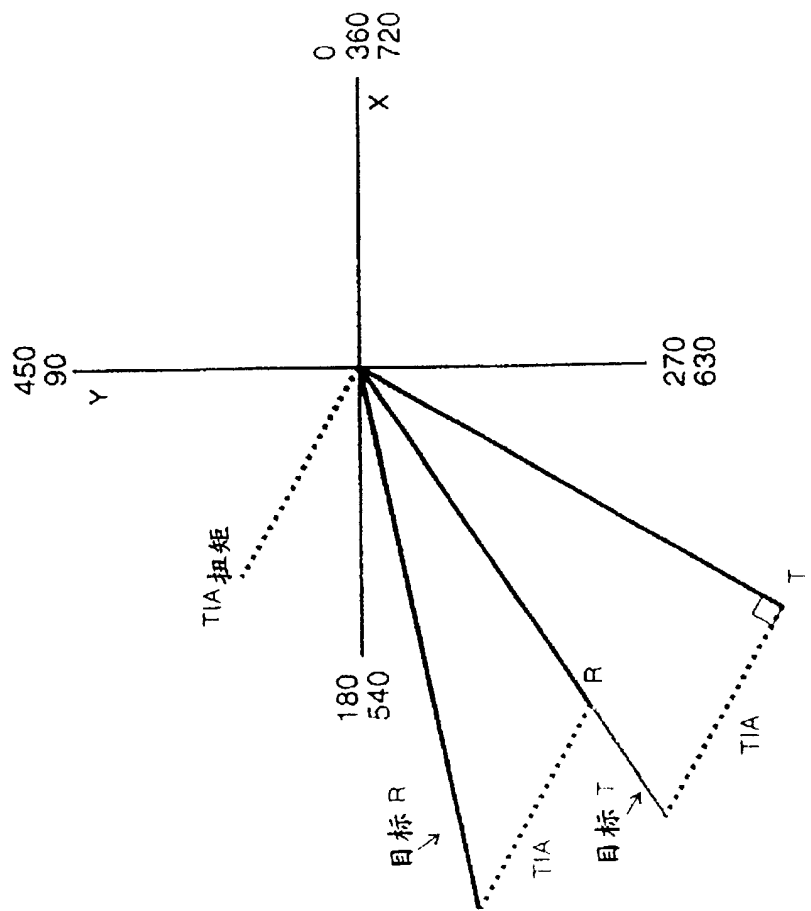


图 24b



图 25a

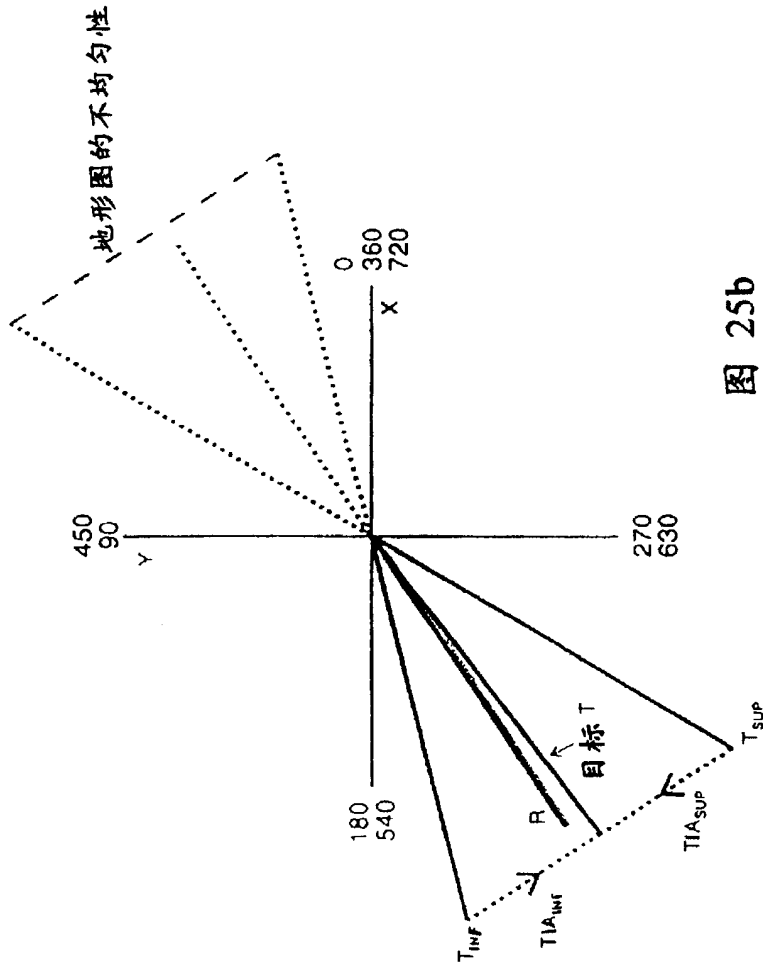


图 25b

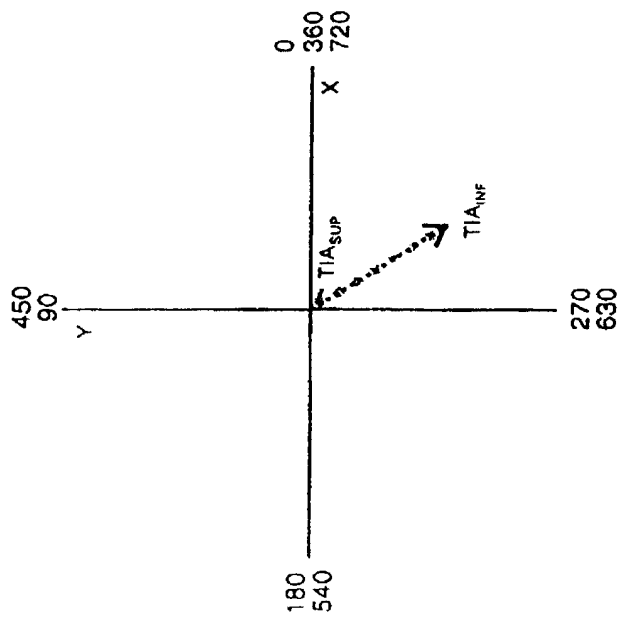


图 25c

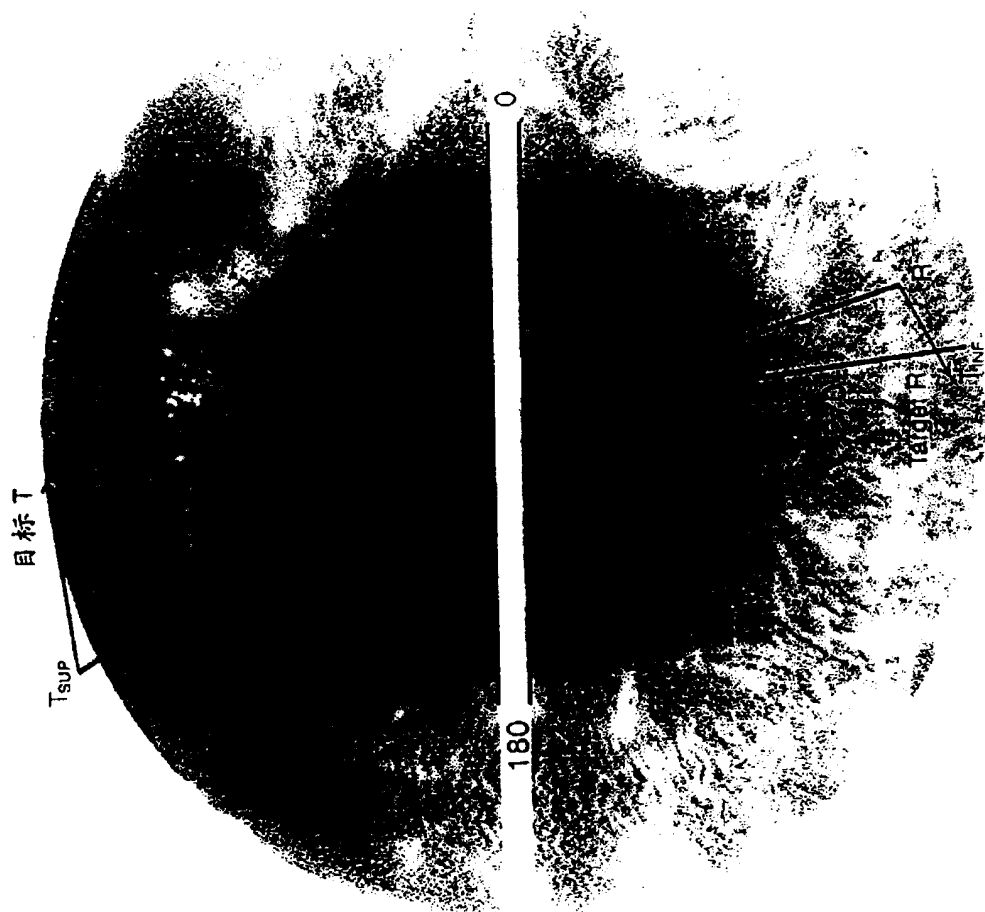


图 26a

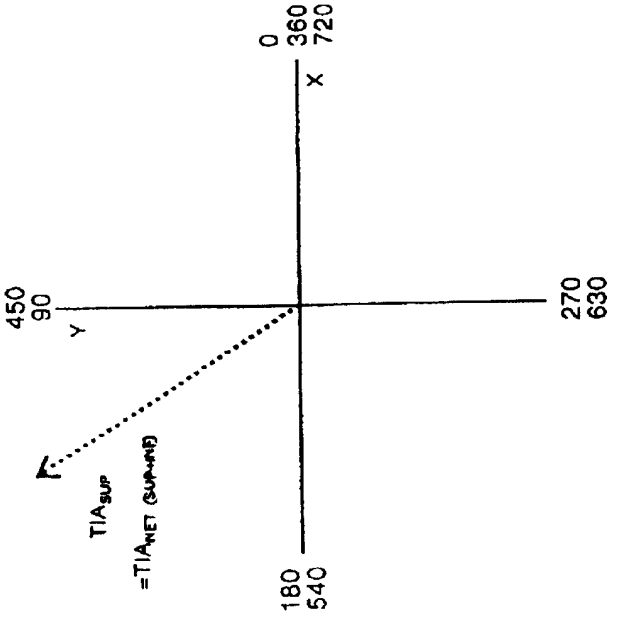


图 26c

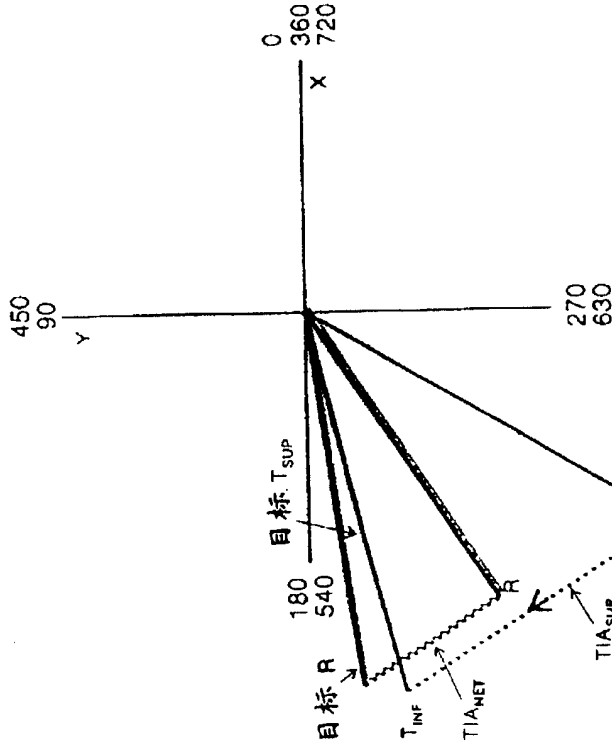


图 26b

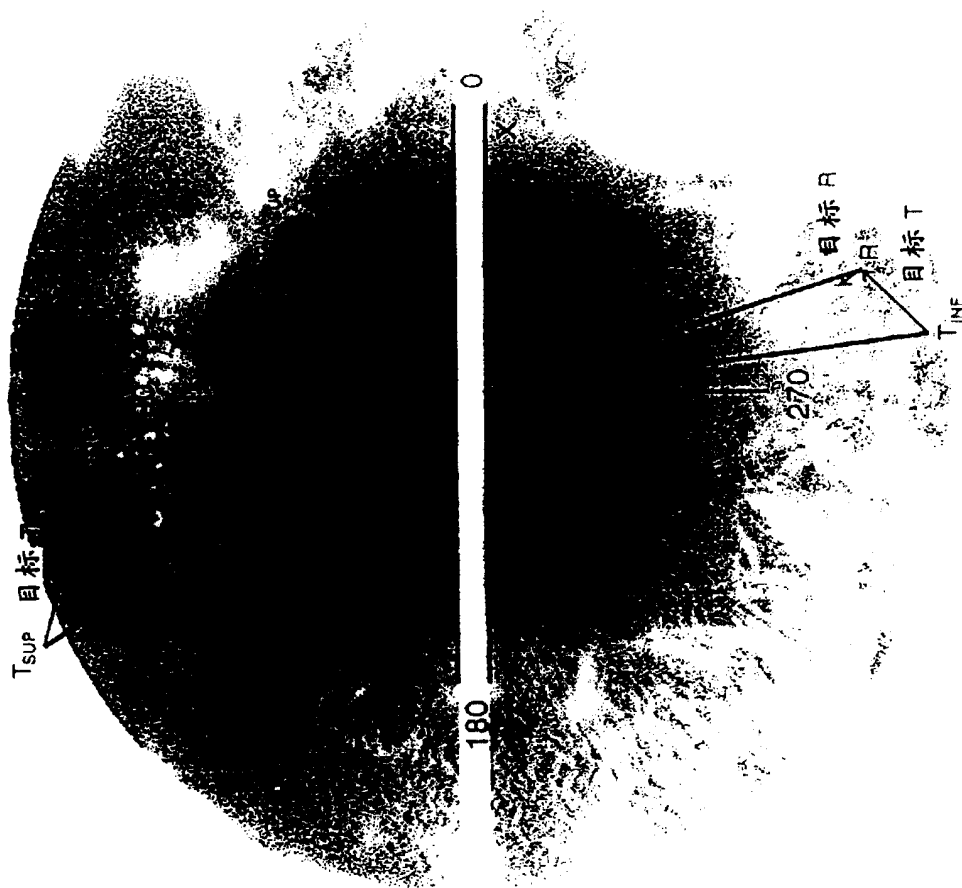


图 27a

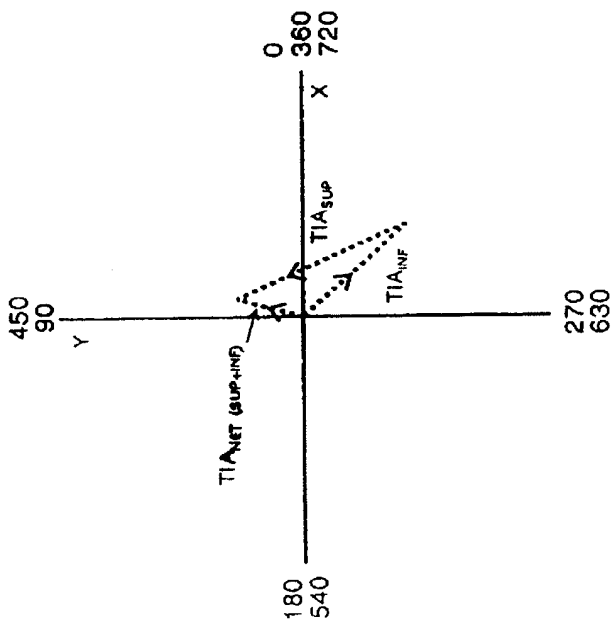


图 27c

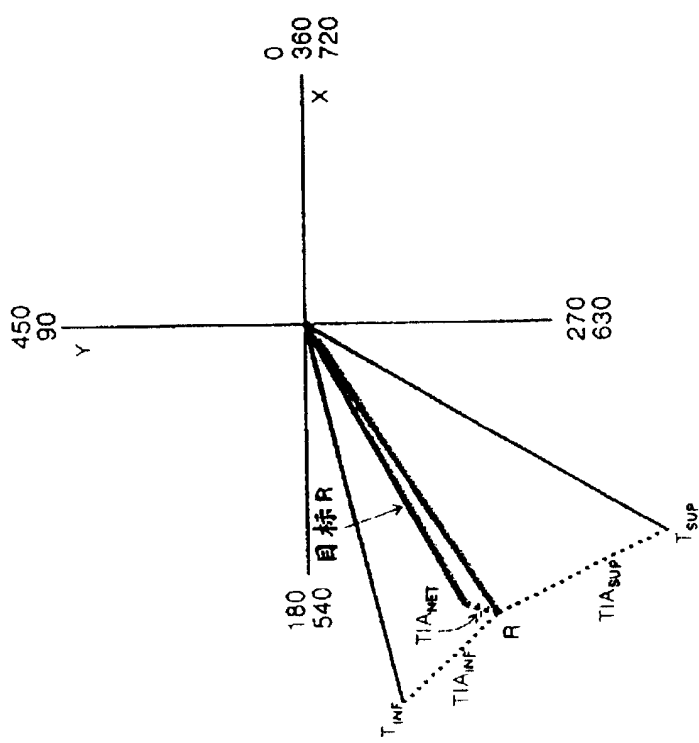


图 27b



图 28a

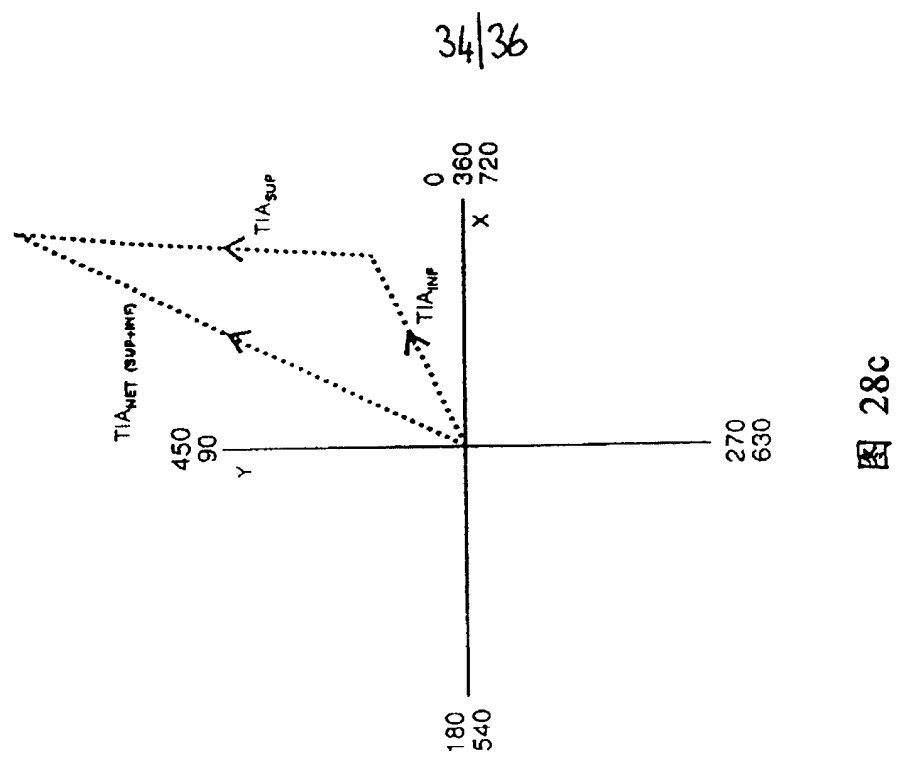


图 28c

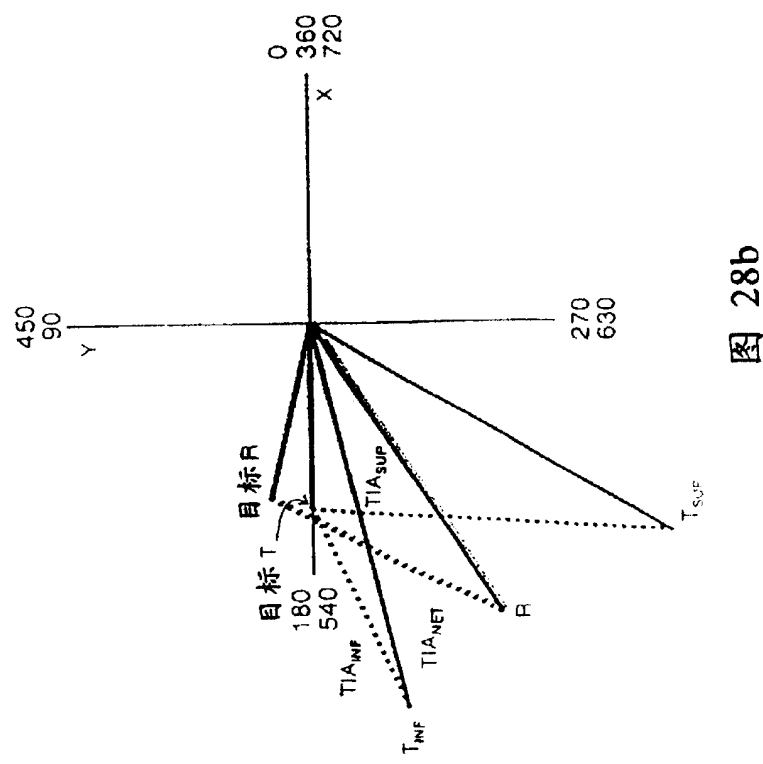
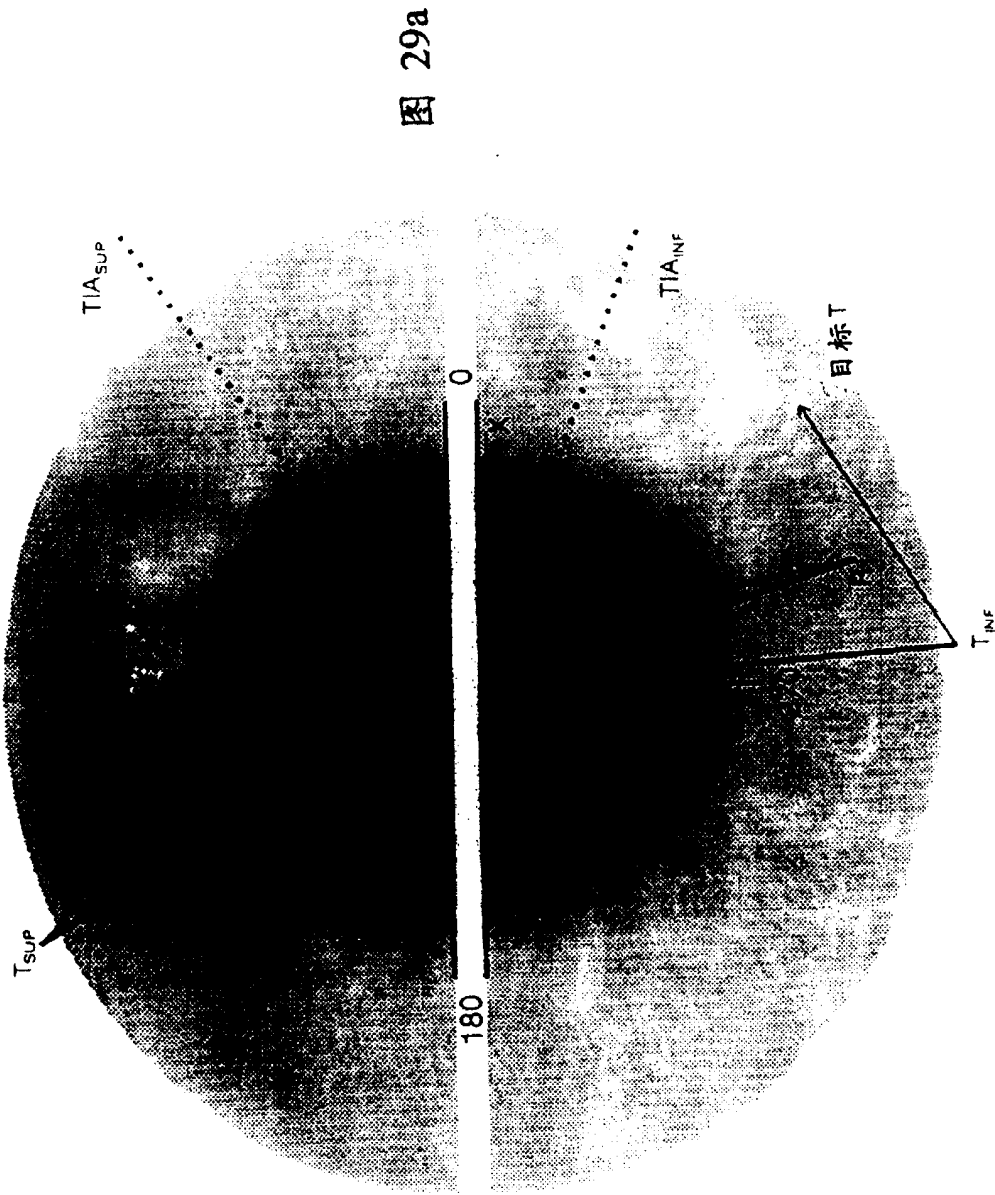


图 28b



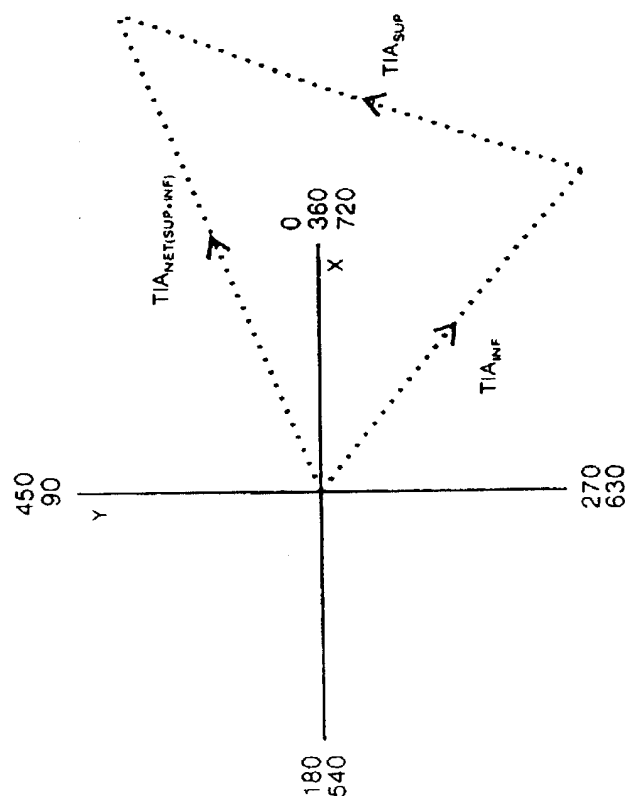


图 29c

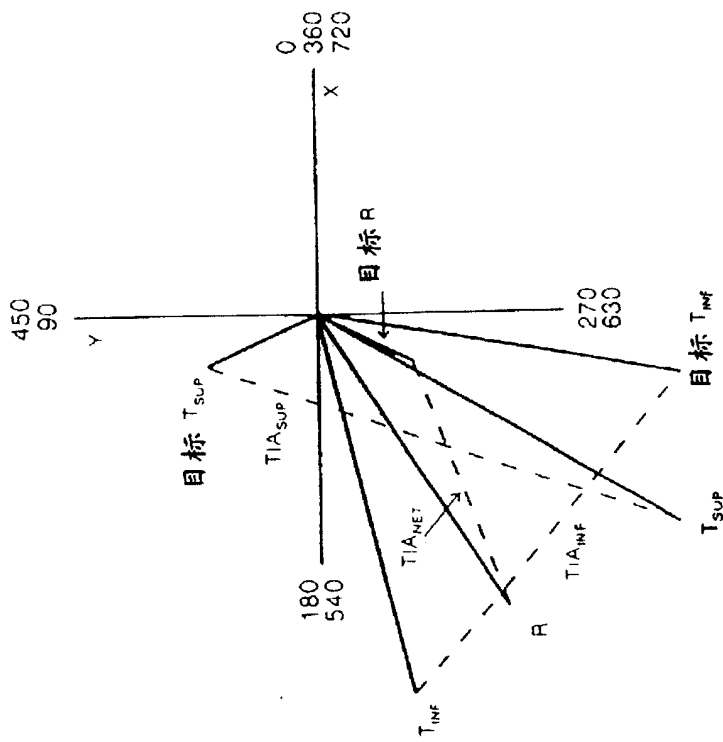


图 29b