

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61F 9/01 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810129493.3

[43] 公开日 2009年3月18日

[11] 公开号 CN 101385675A

[22] 申请日 2004.7.23

[21] 申请号 200810129493.3

分案原申请号 200480021557.8

[30] 优先权

[32] 2003.7.25 [33] DE [31] 10334110.2

[71] 申请人 卡尔蔡司医疗技术股份公司

地址 德国耶拿

[72] 发明人 德克·米尔霍夫 马里奥·格拉赫

马库斯·施蒂克 卡斯滕·朗

马克·比朔夫 迈克尔·贝尔格特

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责
任公司

代理人 车文 郑立

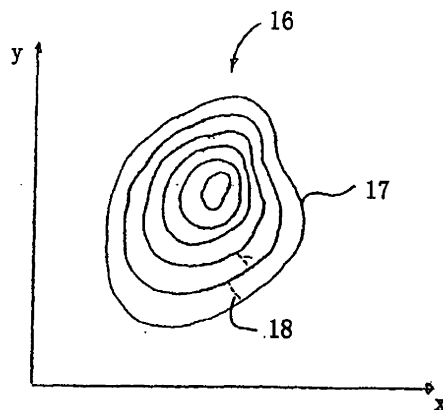
权利要求书1页 说明书13页 附图4页

[54] 发明名称

在透明材料中产生弯曲切口的装置

[57] 摘要

本发明涉及一种在透明材料中形成弯曲切口(9)的方法,更具体地说,是在角膜内用激光辐射(3)聚焦入材料(5)在所述材料(5)中产生光学穿孔(8)实现的,为了排列的光学穿孔(8)产生切口(9),焦点(7)在三维空间移动,由可替换的透镜(6)将焦点(7)放在在第一空间方向(z)上,而引导焦点(7)使之相对于两个保留的空间方向(x,y)跟随切口(9)的轮廓线(17),该轮廓线位于与第一空间方向(z)基本垂直的平面内。



1. 一种在眼睛的角膜(5)中产生弯曲切口(9)的装置, 所述装置包括:

激光辐射源(S), 其将激光辐射(3)聚焦进入角膜(5)并在其中产生光学突破点(8), 其中, 为了由系列排列的光学突破点(8)在角膜(5)中形成切口表面(9), 提供扫描单元(6, 10), 该扫描单元在三维空间移动焦点(7), 并提供控制单元(2), 该控制单元控制扫描单元(6, 10), 并且提供球面接触镜片, 用于被压在角膜(5)上,

其中, 控制单元(2)计算迹线并控制扫描单元(6, 10), 使得焦点(7)沿着迹线移动, 其中控制单元(2)考虑了角膜(5)的变形, 角膜的变形由将角膜(5)压靠于接触镜片造成, 通过以下坐标变换,

$$\varphi' = \varphi$$

$$\alpha' \cdot R' = \alpha \cdot R$$

$$R_G - R' = R_{Cv} - R,$$

其中 φ , α 和 R 为角膜(5)变形前的柱面坐标, φ' , α' 和 R' 为角膜(5)变形后的柱面坐标, R_{Cv} 为角膜(5)的曲率的外径, R_G 为球面接触镜片的曲率的半径。

在透明材料中产生弯曲切口的装置

技术领域

本发明涉及一种在透明材料中产生弯曲切口的方法，更具体地说，是在角膜内，用激光辐射聚焦入材料的手段来在材料中产生光学突破点(breakthroughs)，其中为了由一系列光学突破点产生切口焦点在三维空间移动。其中实现焦点移动的最大速度在第一空间方向的该速度比在其它两个空间方向的低。本发明进一步涉及一种在透明材料中产生弯曲切口的装置，更具体地说，是在角膜内，所述装置包括用激光辐射聚焦入材料的激光辐射源并在材料中产生光学突破点，其中一在三维移动焦点的扫描单元并提供控制该扫描单元的控制单元，为了在材料中由系列排列的光学突破点产生切口，其中扫描单元包括可调整的光学器件来在一个空间方向移动焦点。

在透明材料中产生弯曲的切口，具体的特别是在眼科手术中用激光外科方法。这要聚焦治疗激光辐射到组织，即组织表面以下，以在组织中形成光学突破点。

背景技术

在组织中，在时间序列下发生由激光辐射发起几个处理。如果放射线的功率密度超过阈值，就会发生光学突破点，在材料中产生浆泡(plasma bubble)。在形成光学突破点后，由于膨胀的气体产生所述的浆泡。如果光学突破点不维持，在浆泡内的气体由周围材料吸收，而气泡再次消失。然而，这种处理花的时间比气泡形成的时间长很多。如果等离子在材料边界产生，在材料结构中会很好地定位，材料会从所述边界去除。这就是提到的光消融。连接浆泡就将先前连接的材料层分开，通常叫作光击穿。出于简化，所有这些统称为术语光学突破，即所述术语不仅包括真实的光学突破，还包括在材料中得到的效果。

对于高精度的激光外科方法，不可避免地要确保激光束效果的高度定位并且尽量避免邻近组织的连带损伤。因此在使用激光辐射的现有技术中通常以脉冲的形式，以使只在脉冲间期造成光学突破点所需激光辐射的功率密度才会超出阈值。关于该点US5984916清楚地显示光学突破点的空间膨胀(在这种情况下，产生相互作用)非常依赖于脉冲间期。因此，激光束的高度聚焦结合很短的脉冲使在材料中放置的光学突破点有很高的精度。

脉冲激光辐射的使用最近变成惯用做法，特别是对眼科视力缺陷的激光外科矫正。眼睛的视力缺陷经常是角膜和晶状体折射特性不能造成在视网膜的光学聚焦的结果。

上面提到的US5984916和US6110166都描述了对产生切口用光学突破点适当产生手段的上述方法，以使，最终选择性地影响角膜折射特性。多个光学突破点融和以使角膜中隔离出晶状体形部分体积。从存留的角膜组织中，剥离的晶状体形部分体积通过侧部开放的切口从角膜去除。选择部分体积的形状以使去除后角膜的形状和折射特性改变，从而视力缺陷得到理想的矫正。这里要求的切口是弯曲的，它造成聚焦必需的三维调整。因此，激光辐射的两维偏转是与第三空间方向中焦点的同时调整相结合的。

激光辐射的两维偏转和焦点调整都对切口产生的精度起同等决定作用。同时，以此可达到的调整速度对切口产生的速度有作用。快速产生切口不仅为了方便或为了节约时间所希望的，还是在眼科手术期间不可避免地要牢记眼睛运动所希望的。切口的快速产生还对获得结果的光学品质和避免追踪眼睛运动有贡献。

发明内容

因此，本发明的目的是改进上面提到类型的方法和装置，以使产

生切口所需的时间尽量短。

根据本发明，由前述提到类型的方法实现本目的，其中引导焦点，以使相对于其它两个空间方向，焦点跟随定位于基本上平行于第一空间方向的平面内的切口轮廓线。

本目的进一步由上面提到类型的装置实现，其中控制单元控制扫描单元，以使引导在存留的两个空间方向中的焦点在定位于正交于第一空间方向的平面内的切口轮廓线上。

这样，根据本发明，产生光学突破点，使用基于产生切口轮廓线的轨迹。所述轮廓线指其中给出最低移动速度系统的空间方向。这使在较长的间期保持焦点在该空间方向几乎不变，而在其它两个空间方向可无限制地利用较高的移动速度。作为结果，获得切口的快速产生。通过在正交于第一空间方向的平面内切割弯曲的切口很容易地获得轮廓线。轮廓线平面越准确地正交于第一空间方向，在第一空间方向一轮廓线期间的移动越能保持恒定。

对于该目的，相对于正交于轮廓线平面的两空间方向移动激光辐射，遵循轮廓线的方向。在一方面，焦点在特定误差范围内准确跟随各自的轮廓线是可能的。在这种情况下，焦点将同心地位于封闭的迹线中，焦点根据每个迹线在第一空间方向作不同的调整。除了在特定误差范围内准确跟随轮廓线的封闭迹线，还可能用彼此连续的方式连接轮廓线。在这样做时，焦点沿轮廓线运动，单个轮廓线不形成如封闭的迹线，但用光滑的转移连接彼此邻近轮廓线，这样，总体上，焦点在单个连续迹线上移动。这产生位于封闭迹线上的一系列光学突破点，形成切口的表面。获得这种不间断的轮廓线连续排列可优选地通过除了残留部分外几乎全部沿轮廓线运动焦点实现。而到下个轮廓线的转移是在残留部分内通过在第一空间方向移动焦点实现的。这种方法具有的优势是进一步减少在第一空间方向需要的移动，因为产生切

口的光学突破点也在两轮廓线的所述转移期间产生。

轮廓线设置要依靠构型(topography)，即切口的曲率。对于球状弯曲的切口，获得同心圆形轮廓线。由于在眼科校正中，在更多情况下，必须校正有些算法，球状弯曲的切口是个相当的特例，而通常呈现的是椭圆体或环形的表面。对这种椭圆体表面，形成的轮廓线(优选同心的)如椭圆。椭圆率优选在1.0和1.1之间，或甚至到1.2。

在这种形状的情况，也使用轮廓线引导焦点，以使被偏转的焦点跟随椭圆状涡状线，即涡状线位于弯曲切口的外表面。

椭圆或椭圆状涡状线的椭圆率，分别可根据角膜表面的形状。椭圆率可理解为椭圆长主轴与短主轴的比率。

对于非接触的方法，使用天然表面构型；如果使用接触镜片(contact glass)，这种接触镜片的形状要扮演一角色。这里用接触镜片是有利的，因为当接触镜片通过压力固定时，其构型被很好地限定。平面接触镜片表现为数学边界线的情况，而轮廓线扫描的概念导致这里迹线(path line)的衰退，虽然他们还依然指闭合的。弯曲接触镜片的情况在应用方面还更有意思，结果是与接触镜片曲线上的表面构型相关，例如椭圆率。如果曲率是纯球状的，这也可用，因为这也将是切口表面椭圆体形的结果。另外，在更多情况下，椭圆率在全处理过程中不是固定的，但经常显示半径的停止。

在理论上，椭圆率 e 由下式定义：

$$e(z) = \frac{\sqrt{R_a^2 - (R_a - z)^2}}{\sqrt{R_b^2 - (R_b - z)^2}}$$

其中 R_a 和 R_b 指的是在椭圆主轴方向上的角膜表面曲率半径，而 z 是

从角膜顶点到(轮廓线的)处理点的距离。由于 z 是处理场半径的参数的函数(到光轴的距离)，它可很容易地选择 $e(z)=e(z(r))$ 来描述已经提到的椭圆率半径停止。

最初上述等式支持无接触的眼睛。这是因为如上面提到的，在更多情况下呈现椭圆柱体形状。压上接触镜片通常结果是在计算中考虑变形。另外在天然眼睛系统和接触眼睛系统中的球面坐标 R, φ, α 角膜曲率的外半径 R_{CV} 和接触镜片曲率半径 R_G 扮演一角色。对该接触压力变换的变换等式简单而简洁的形式是：

$$\varphi' = \varphi$$

$$\alpha' \cdot R' = \alpha \cdot R$$

$$R_G - R' = R_{CV} - R$$

进一步的修改导致在等式中可能有修正项，当然，有时也是有用的。然而这里公开的启发式近似法只是修改，而在理论上还继续应用。前述相关性能做迹线的简单计算，其中还包括椭圆率的计算。计算的算法中特别重要的步骤是上述证明的在天然眼睛系统和接触镜片系统之间的前后变换。

对具有相对近似人眼曲率半径的接触镜片，迹线的椭圆率通常少于1.4(大主轴比小主轴长10%)。在带有-2 dpt和1dpt的球状-圆柱状修正的情况下，椭圆率是，例如 在接近光轴的中心场区域仅近似1.03而从光轴上升到外路的距离弯曲近乎10%。对实际实施例，椭圆率或理想圆环相关修正的可变性不能在视觉缺陷的矫正中扮演干扰角色，并可假定在第一近似值中不变。

用于控制的轮廓线之间的距离自然由平面距离给出，该平面由弯曲切口表面的数学切面产生轮廓线。为了确保多个光学突破点形成连续切口表面，轮廓线的最大距离不超过一极限值。为了方便，最好选

择在第一空间方向的轮廓线的距离，以使邻近轮廓线的距离不超过一极限值。为此目的使用的测量值可以是在轮廓线投影图像内的距离或在三维空间的距离。由于在眼外科中，为了光学校正的弯曲切口在特定极限值内经常充分近似于球状几何形状或椭圆形几何形状，为了简化，可以满足，选择在第一空间方向的距离以使轮廓线的平均距离不变，特别要低于阈值，当然要低于上面提到的极限值。对于椭圆形切口表面，为了确保光学突破点的排列足够紧凑，可在轮廓线图像的长半轴简单估计邻近轮廓线的距离。

在眼科手术中，有时也有必要校正由角膜去除体积引起的高误差。为此目的，要求的切口表面因此还包括曲率的高阶。如果需要直接通过轮廓线对这些形状成像，有时结果是非常复杂的轮廓线投影图像，当跟踪轮廓线时需要在其它两个空间方向复杂而快速移动。对这种情况，方便的做法是忽略在检测轮廓线中的弯曲切口表面的曲率高阶，而根据轮廓线在其它两个空间方向移动焦点，根据曲率高阶的影响修正在第一空间方向的移动。这样，在第一方向内，如在Z方向，高误差的校正调整到没有高误差的对应弯曲切口表面的基本运动。

由于生理状况，对视力缺陷的矫正在许多眼科矫正中，去除位于相对眼睛光轴圆环区域的体积是有利的。此还应用在如果需要散光矫正的情况下。在这种情况下，用轮廓线方法检测椭圆是有利的，同时控制激光辐射(例如，由光学开关或闸或由激光放射源的操作)在超出理想圆区的椭圆外围区域内。这样就在那些区域没有光学突破点。用该方式封闭椭圆外围区域，可确保(估计地)产生的弯曲切口表面只在圆环区域内

根据本发明的装置，由扫描单元实现焦点移动，扫描单元包括变焦器件，优选地装配为可调整的望远镜，为在一空间方向移动(通常为Z方向)，两个带有交叉旋转轴的倾斜镜子以便在其它两个空间方向(通常为x和y方向)实现焦点的移动。

如果材料的表面，特别是角膜前表面有限定形状，用光学方法造成弯曲切口的产生是有利的。这便于引导焦点。进一步，它也便于空间固定在其上工作的材料，特别是角膜，因为有时复杂的光束重新调整其分配。在两方面，便于将给材料表面一具体形状的接触镜片放在材料上。该形状在确定轮廓线时参考。特别是，这可实现输入对上面提到的，由接触镜片压迫引起的坐标变换的控制。

使用接触镜片对根据本发明的方法和装置都有利。在装置中，由接触镜片给出的材料表面形状在控制单元已知或在后期适时输入，以使控制单元用材料的表面形状选择轮廓线。

附图说明

本发明下面举例和参考附图更详细的说明，其中

图1示出患者用激光外科仪器进行激光外科治疗时的透视图；

图2示出图1仪器中的光束聚焦到患者眼睛上；

图3解释图示出用图1仪器进行激光外科治疗时一生成的切口；

图4示出图1的激光外科仪器的偏转装置；

图5示出用于控制图4偏转单元的示范性轮廓线投影图；

图6示出与图5类似的轮廓线图的细节，以解释在连续轮廓线之间的转移；

图7与图6类似，带有在轮廓线之间的进一步可能的转移；

图8a和8b示出轮廓线图进一步的例子，包括对图4偏转单元的相关的控制功能；

图9示出对视力偏差进行矫正的眼科手术时切口区域的顶视图；

图10是与图2类似的表示，使用一接触镜片；

图11示出与检测轮廓线有关的参数，以及

图12和图13示出在戴和不戴接触镜片时图11的参数。

具体实施方式

图1示出对患者的眼睛1进行治疗用的激光外科仪器，所述激光外科仪器2作为影响折射的矫正。为了该目的，仪器2发出治疗激光束3到患者的眼睛1，该患者头部固定在头部固定器4中。激光外科仪器2可产生脉冲激光束3，允许实施US6110166描述的方法。

为了该目的，如图2所示，激光外科仪器2包括其放射线聚焦到角膜5的放射源S。矫正在患者眼睛1内的视力缺陷可使用激光外科仪器2从角膜5去除材料，以达到能改变角膜的折射特性的理想量。在做的过程中，从角膜基质去除材料，该材料位于上皮层和鲍曼氏膜下面并在戴赛麦(Decemet)膜和内皮层上面。

为了实现在角膜组织层去除材料，该组织的分离是依靠专用望远镜6聚焦高能脉冲激光束3到角膜5内的焦点7实现的，脉冲激光辐射3的每个脉冲在组织中产生一个光学突破点，所述的突破点起爆一个浆泡8，其结果，分离组织层覆盖了比激光辐射3的焦点7大的面积。通过激光束3的适当偏离，许多浆泡8在治疗过程中按序列排列。连续排列的浆泡8接着形成切口9，包绕基质的部分体积T，即从角膜5去除的材料。

由于激光辐射3，激光外科仪器2如外科手术刀样操作，在角膜5内分离材料层而不损伤角膜5的表面。如果产生更多浆泡8，切口就要通到角膜5的表面，由切口9隔离的角膜5材料后来可撕开并去除。

图3说明性地示出了依靠激光外科仪器2产生切口9。切口9是由脉冲激光束3聚焦的焦点7连续移动产生的一系列浆泡8形成的。

一方面，根据一个实施例由偏移单元10实现的焦点的移动，图4说明性地示出了该偏移单元10沿相互正交轴偏移激光束3，所述激光束3入射到在入射主轴H上的眼睛1。为此目的，偏移单元10使用线条镜11和图像镜12，其结果在两空间轴位于彼此后部偏移。位于主光束轴和

偏移轴交叉的点是各自偏移的点。在另一方面，望远镜6适当调整焦点的移动。这可使焦点7沿图4说明性地示出的X/Y/Z坐标系的三个正交坐标轴移动。偏移单元10在X/Y平面移动焦点，线条镜可使焦点在X方向移动而图像镜可使焦点在Y方向调整。相比之下，望远镜6作用于焦点7的Z坐标。

如图3所示，如果切口象角膜表面一样在相同方向弯曲，这可实现光学系统图像场曲率与角膜相似，而无需考虑焦点7的影响。

由于角膜的曲率在7到10mm之间，部分体积T也据此弯曲。这样，角膜的曲率事实上为以图像场曲率的形式。该曲率是考虑偏移单元的适合控制的。

为了产生切口9，轮廓线投影图像16如所述的从其曲率中检测，例如，在图5的X/Y平面。轮廓线图像16包括多个连接点具有切口表面9相同Z坐标的同心轮廓线17。轮廓线投影图像16是由检测，例如滤出得到的，从弯曲切口表面9的那些点至少具有几乎特定的Z坐标。这在每个Z坐标的X/Y平面对应弯曲切口表面9的数学切面。为了产生图5的轮廓线图像16的单个轮廓线17，选择Z坐标以使轮廓线图像16的邻近轮廓线17之间的距离不超过一预定的极限值。该极限值由为获得连续切口表面所允许的两个浆泡8之间的最大允许距离限定。

为了产生切口9，焦点7可根据轮廓线17由偏移单元10移动，变焦的光学器件6为每个轮廓线17调整相应焦点7的Z坐标。同时焦点7经过轮廓线17，望远镜6依然固定，只在邻近轮廓线之间转移18期间调整，转移在图5中断线中示出。

图6示出轮廓线图像16的细节。每个轮廓线17由焦点7描记成几乎完全封闭的曲线，轮廓线17起点和终点之间的距离不超过由极限值限定的两个浆泡8之间最大距离。在每个轮廓线17的终点(图6中，示出三

条轮廓线17.1, 17.2和17.3), 转移18由望远镜6分别对下个轮廓线调整实现。这样, 就有了在轮廓线17.1和17.2之间的转移18.1, 以及在轮廓线17.2和17.3之间的转移18.2。这样延续到所有轮廓线。通过转移实现选择, 一方面, 对两个浆泡8之间最大允许距离的极限值未超过, 另一方面, 所描绘的轮廓线17为连续轨迹。

在图6中, 转移18基本上位于弯曲切口表面9的陡峭下降线上。关于这点, 图7显示不同的转移18.1到18.3, 其中实现了在轮廓线的终点和直接邻近的轮廓线的起点之间的光滑转移。为了说明, 图7中断线中示出相应轮廓线的连续性, 该连续性不是由焦点7的描记。如所看到的, 与下个轮廓线的光滑转移是由线条镜11和图像镜12在轮廓线17的终点实现的。同时, 望远镜6在获得转移18.1, 18.2和18.3期间同时调整。

与图6的转移相比, 其中邻近轮廓线在旋转相反的方向描记, 其结果是绕轮廓线不定向旋转, 而类似涡状线序列排列。然而不像真正的涡状线, 轮廓线除了转移18由焦点7描记, 而从一个轮廓线到另一个的变化是旋转小角度范围实现的, 而不是连续旋转360度。

图8a示出轮廓线图16进一步的例子, 包括同心椭圆轮廓线17。对该轮廓线图, 提供线条镜11和图像镜12的时间控制由图8b说明性地表示每个轮廓线17, 其中镜由控制函数 F_y 和 F_x 控制, 函数 F_y 和 F_x 满足等式 $\sin\phi$ 或 $A\sin(\phi+\alpha)$ 和 $\cos\phi$ 或 $R\cos(\phi+\alpha)$ (ϕ 是轮廓线的角度参数, α 是作用在对应Y轴的椭圆主轴角度位置R的参数, 而A是影响椭圆的参数, 其中在许多情况下 $R=1$ 是真的)。

由于对非圆轮廓线投影图在Z方向观察的切口表面9包括非圆区域, 这在眼科学领域是不希望的, 在一实施例中, 控制放射源S以使其无光学突破点, 即无浆泡在这种旋转非对称轮廓线图像的圆形区域的外围材料5中产生。此在图9中由不同阴影区示出。在圆形区域19, 其是从左上到右下打阴影, 放射源S可产生浆泡8。在突出超出的区域20,

其中轮廓线图像16超出理想圆形区域19, 然而, 放射源S是无效力的或作用至少不产生浆泡8。

与所述的激光外科仪器2和以此实施的方法都相联的概念是在手术过程中不改变角膜的前表面的形状。然而, 以上描述还是将接触镜片放到角膜5上的近似应用, 其结构在图10中说明性地示出这种近似应用, 其基本上与图2对应, 这样已经描述的与图2有关的部件就不进一步详述, 现在角膜5上安装了接触镜片21, 其内表面22与角膜5的前表面分享(impart)特定的外形。与前述近似应用相反, 在检测迹线, 例如轮廓线时, 不是确定自由状态即天然状态下的角膜5的曲率, 而是由接触镜片21的内表面22给出的形状。

没有接触镜片21, 眼睛1的几何情况如图11所示。相当于眼睛的中心Z, 角膜近似球面弯曲, 以使其位置由曲率 R_{CV} 半径和在光轴OA上的中心Z的位置明确确定的。为产生浆泡8的激光焦点7照射点的坐标可明确地由圆柱坐标(到光轴OA的半径r, 到顶点平面的距离z和角度 ϕ)或球面坐标(到眼睛中心Z的半径r, 角度 ϕ 和 α)表示。在两个坐标系中, 都可计算和表示分别沿焦点7移动轮廓线或迹线, 在圆柱坐标中椭圆迹线特别容易数学描述。

如果接触镜片21放在眼睛上, 图13所示的情况, 只要接触镜片21的内表面22不使角膜变形。接触镜片这里为球面弯曲, 其曲率半径 R_G 大于角膜的曲率半径 R_{CV} , 如果接触镜片21压在眼睛上, 角膜5从球状体变形为椭圆体; 其情况在图12中说明性地示出。这里, 接触压力造成眼睛的变形, 而眼睛离接触镜片21的内表面22的距离比没有所述接触压力的区域, 至少在光轴OA周围的区域更靠近。

由于几何情况的改变, 可理解压迫操作, 对应焦点7位置的数学描述, 这里的迹线, 作为坐标变换, 还可叫作“接触压力变换”。变换的坐标很容易地与优选球状弯曲的接触镜片的中心M相关, 因为接触镜

片还经常用于眼睛1的定像，即眼睛永久与仪器2相连。接触镜片的两个函数(分别为形状和空间定像)在这里都是有效的。

一得到椭圆迹线(pathlines)。迹线的椭圆率就根据所述接触镜片的形状确定。椭圆率可理解为椭圆长主轴与短主轴的比率。

平面接触镜片表现为数学边界线的情况，而轮廓线扫描的概念导致这里迹线(pathline)的衰退，虽然他们还依然指闭合的。弯曲接触镜片的情况与应用方面还更相关，结果是根据接触镜片的曲率决定椭圆率。另外，在更多情况下，椭圆率在全处理过程中不是固定的，但显示了半径停止。

在理论上，椭圆率 e 由下式定义：

$$e(z) = \frac{\sqrt{R_a^2 - (R_a - z)^2}}{\sqrt{R_b^2 - (R_b - z)^2}}$$

其中 R_a 和 R_b 指的是在椭圆主轴方向上的角膜表面曲率半径，而 z 是从角膜顶点到(轮廓线的)处理点的距离。由于 Z ，在选择的圆柱坐标系(z ，到顶点的距离； r ，到光轴的距离； ϕ)中是处理场半径的参数的函数，它可由 $e(z)=e(z(r))$ 很容易地描述椭圆率的半径停止。

最初上述等式对无接触的眼睛是正确的。压上接触镜片通常结果是在计算中不得不考虑变形。角膜曲率的外半径 R_{CV} 和接触镜片曲率半径 R_G 扮演一角色。变换的简单而简洁的形式是：

$$\phi' = \phi$$

$$\alpha' \cdot R' = \alpha \cdot R$$

$$R_G - R' = R_{CV} - R$$

进一步的修改导致在等式中的修正项可能，当然，有时还是有用的。然而上述近似只是修改，而在理论上还在应用。前述相关性能做迹线的计算，其中还包括椭圆率的计算。对计算的算法中特别重要的步骤是在天然眼睛系统和接触镜片之间前后变换。

对具有相对近似人眼曲率半径的接触镜片，迹线的椭圆率通常少于1.2(大主轴比小主轴长10%)。在带有-2dpt和1dpt的球状-圆柱状修正的情况下，椭圆率是，例如，在接近光轴的中心场区域仅近似1.03而从光轴上升到外路的距离弯曲近乎10%。对一个实施例，椭圆率或理想圆环相关修正的可变性不能在视觉缺陷的高阶矫正中扮演干扰角色，并可假定在第一近似值中不变。

再次强调根据本发明的轮廓线的使用是可应用到戴或不戴(平的或弯曲的)接触镜片的方法；然而，接触镜片的使用回避了对描记的需要而且没有关于存在表面构型的不确定性。

如果使用接触镜片，表面构型可由适合的方法和装置检测，并还在如由加压操作限定的构型的方法中(近似地)表示。

如果接触镜片表面的形状不能由球面描述，但可跟随不同空间区域函数，例如抛物面，所给的变换规律类似于上面指出的变换，所述规律也跟随相同的物理概念。

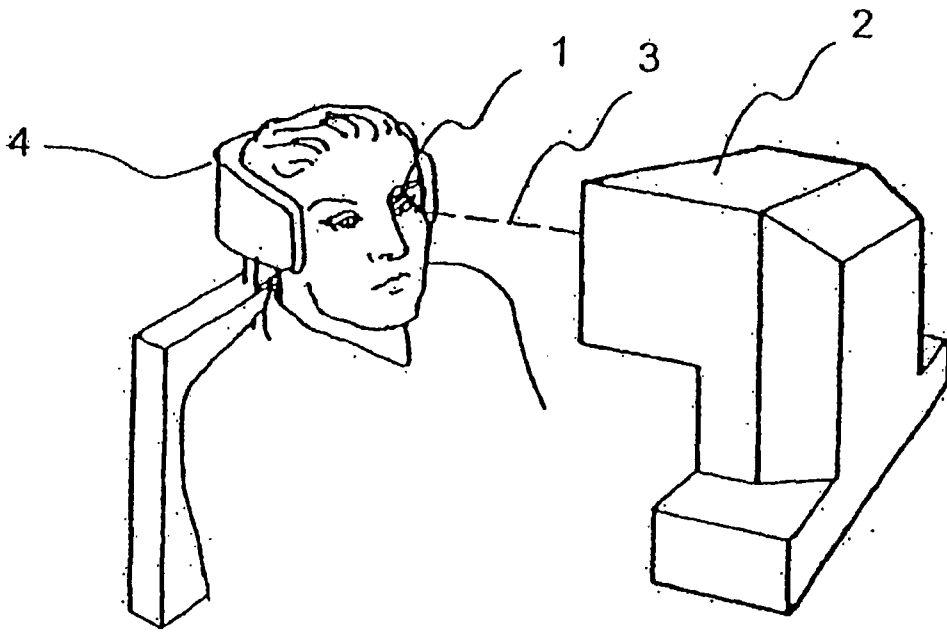


图1

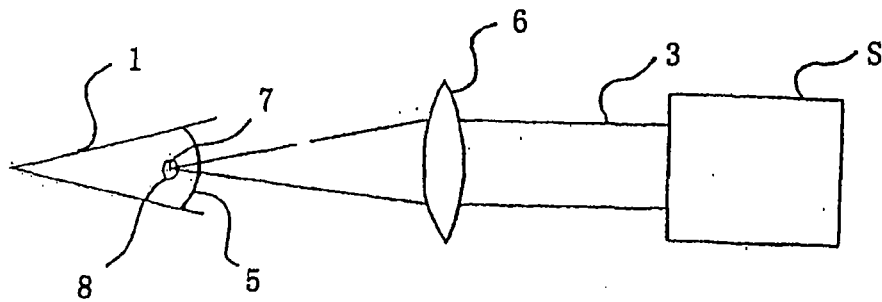


图2

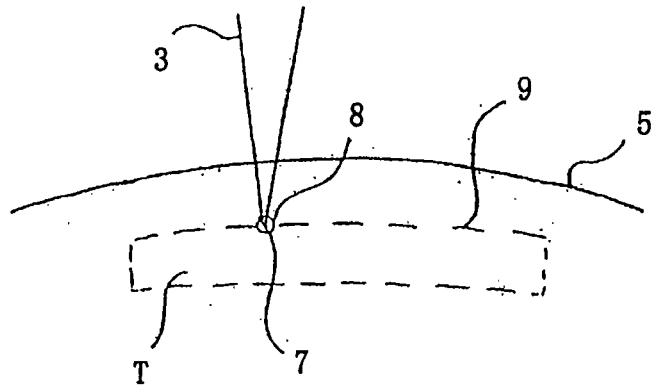


图3

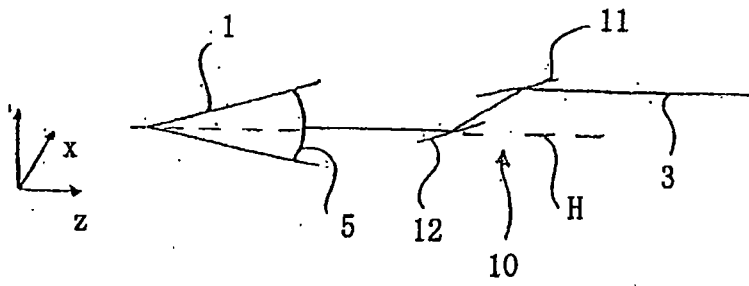


图4

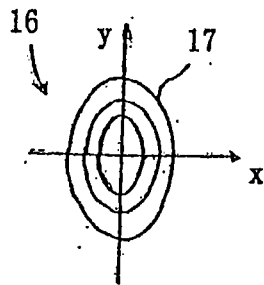


图8a

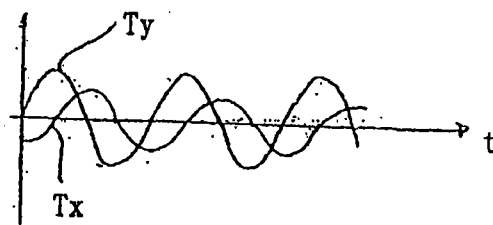


图8b

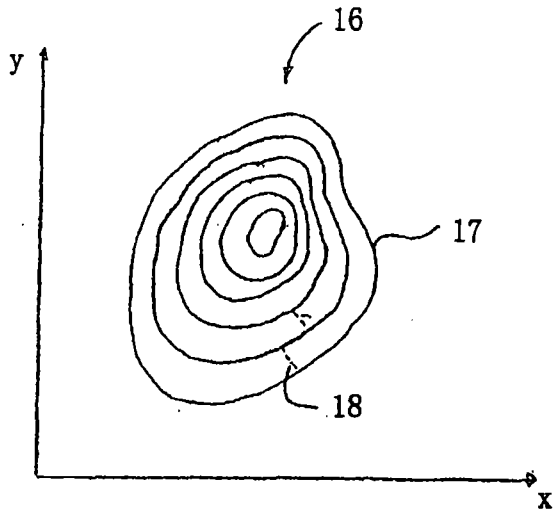


图5

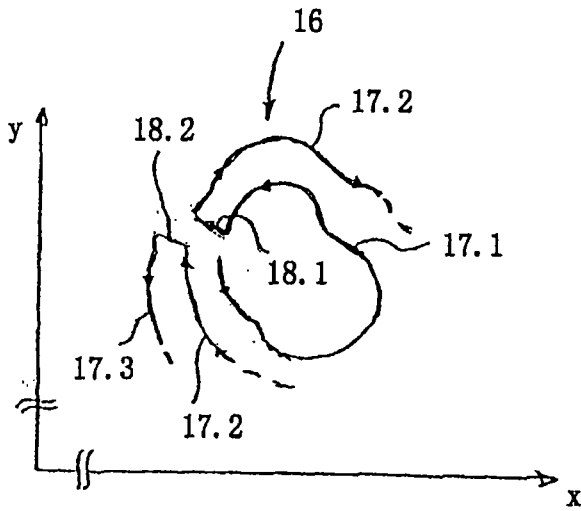


图6

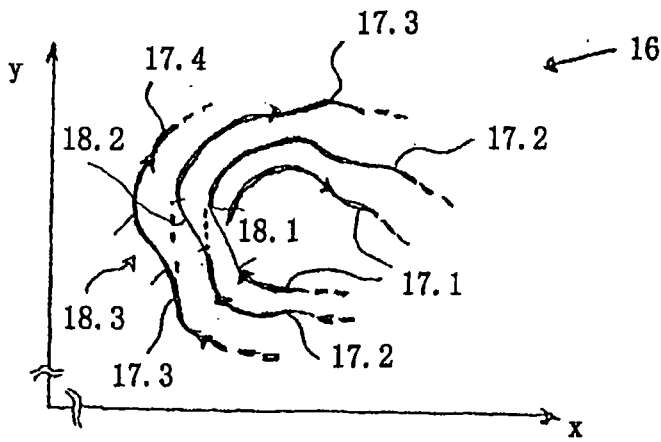


图7

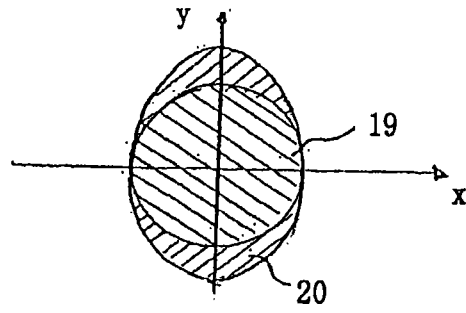


图9

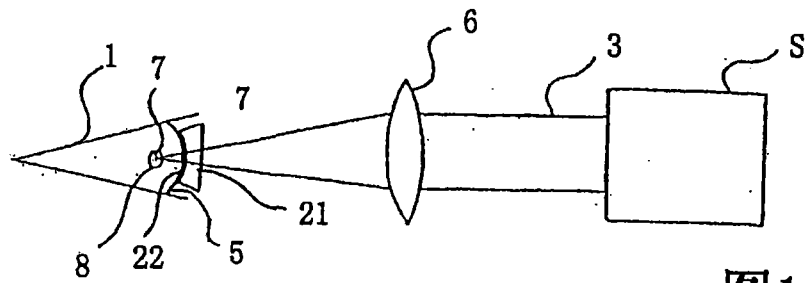


图10

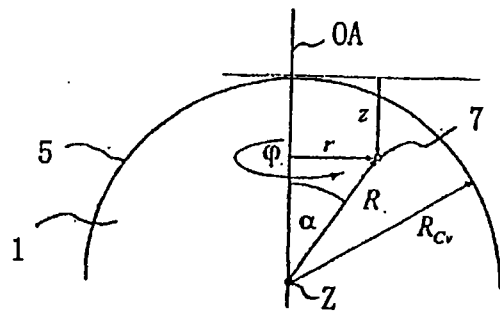


图11

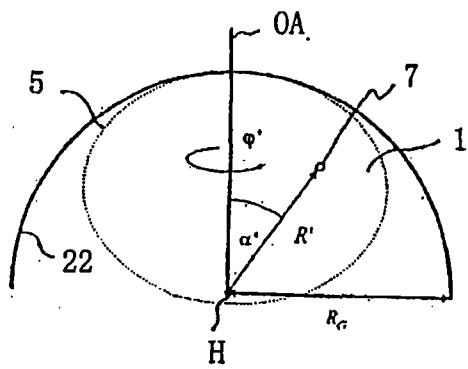


图12

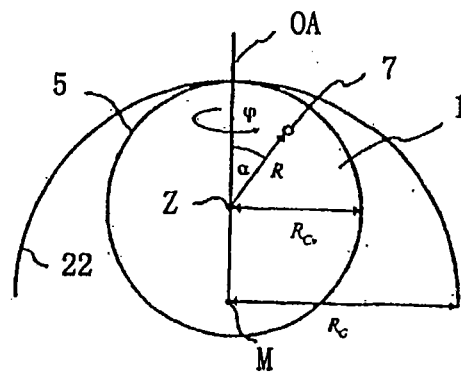


图13