



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104545790 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 20

(21) 申请号 201410779676. 5

(22) 申请日 2014. 12. 17

(73) 专利权人 温州医科大学

地址 325000 浙江省温州市瓯海经济开发区  
东方南路 38 号 006 信箱

(72) 发明人 沈梅晓 陶爱珠 吕帆 袁一民  
姜珺

(74) 专利代理机构 温州金瓯专利事务所 (普通  
合伙) 33237

代理人 林益建

(51) Int. Cl.

A61B 3/14(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 102860815 A, 2013. 01. 09,

CN 103251382 A, 2013. 08. 21,

US 2013128222 A1, 2013. 05. 23,

US 2011208172 A1, 2011. 08. 25,

US 2014293290 A1, 2014. 10. 02,

CN 203107093 U, 2013. 08. 07,

CN 102499628 A, 2012. 06. 20,

CN 101467874 A, 2009. 07. 01,

审查员 李坤

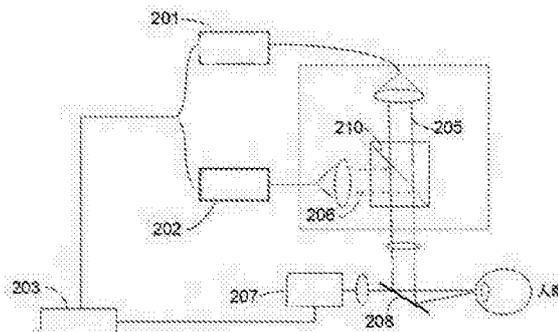
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系  
统和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种活体监测角膜塑形镜塑形效果  
的 OCT 成像系统和方法, 其包括控制电脑、谱  
域 OCT 成像模块、人眼扫描模块以及视标对位模  
块, 谱域 OCT 成像模块包括局部谱域 OCT 成像模  
块和全貌谱域 OCT 成像模块, 两者之间设置可移  
动的 45° 分光镜, 测量方法: 步骤一获得活体全  
角膜塑形镜图像; 步骤二得到实际的镜片厚度轮  
廓图; 步骤三分析整个角膜塑形镜的中心定位状  
态; 步骤四获得角膜塑形镜的局部高清图像, 进  
行转折区的长度、宽度以及面积的获得, 对活体角  
膜塑形镜图片以及特征区域的局部角膜塑形镜图  
片进行分析, 对角膜塑形镜的转折区直接成像, 通  
过泪膜随时间的动态变化, 达到动态监控角膜压  
平进展情况和角膜的塑形效果的目的。



1. 一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统,其特征在于:其包括控制电脑、谱域 OCT 成像模块、人眼扫描模块以及视标对位模块,所述控制电脑分别与谱域 OCT 成像模块及视标对位模块连接,所述人眼扫描模块位于谱域 OCT 成像模块及视标对位模块之间的光路上,所述谱域 OCT 成像模块包括全貌谱域 OCT 成像模块和局部谱域 OCT 成像模块,所述全貌谱域 OCT 成像模块与局部谱域 OCT 成像模块的光路之间设置可移动的 45° 分光镜,所述 45° 分光镜具有使全貌谱域 OCT 成像模块的第一光路到达人眼扫描模块的第一位置以及使局部谱域 OCT 成像模块的第二光路到达人眼扫描模块的第二位置,基于所述 OCT 成像系统的角膜塑形效果的测量方法包括以下步骤:步骤一,通过全貌谱域 OCT 成像模块获得活体全角膜塑形镜图像,从而观察镜片实际在位时,镜片与眼表之间的断层配适状态;步骤二,通过探测边界的方法对步骤一中获得的活体全角膜塑形镜图片计算出沿轴向方向、垂直于第一个表面的厚度,并矫正光学变形和镜片折射率后,得到的实际的镜片厚度轮廓图;步骤三,通过全貌谱域 OCT 成像模块三维扫描获得整个角膜塑形镜的多张活体全角膜塑形镜图片,通过采用步骤二的方式获得整个角膜塑形镜三维厚度图,计算获取整个角膜塑形镜的三维厚度图,从而分析整个角膜塑形镜的中心定位包括偏心和移位配适参数;步骤四,通过局部谱域 OCT 成像模块获得活体特征区域的局部角膜塑形镜图片,包括镜片压平区、镜片反转弧、镜片定位弧和周边弧区域,利用手动点画的方法获得镜片各区域的长度、宽度以及面积。

2. 根据权利要求 1 所述的一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统,其特征在于,所述全貌谱域 OCT 成像模块包括第一光源和第一探测臂,第一光源为窄光源,其中心波长为 840nm,带宽为 45nm,第一探测臂采用透射式全息光栅分光和焦距为 150mm 的聚焦透镜的光谱仪结构。

3. 根据权利要求 1 所述的一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统,其特征在于,所述局部谱域 OCT 成像模块包括第二光源和第二探测臂,第二光源为宽带光源,其中心波长为 830nm,带宽为 100nm,第二探测臂采用透射式全息光栅分光和焦距为 150mm 的聚焦透镜的光谱仪结构。

4. 根据权利要求 1 所述的一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统,其特征在于,所述人眼扫描模块包括用于扫描人眼的样品扫描臂以及视频成像系统,所述样品扫描臂以及视频成像系统共焦共轴安装在裂隙灯生物显微镜上,所述样品扫描臂与视频成像系统通过 45 度镜子连接,所述 45 度镜子对红外波段全反射和可见波段全透过。

5. 根据权利要求 4 所述的一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统,其特征在于,所述样品扫描臂由准直镜、X/Y 扫描振镜和聚焦透镜构成。

6. 根据权利要求 1 所述的一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统,其特征在于,步骤一以及步骤二中的拍摄方法如下:拍摄时让病人注视正前方的视标对位模块的外部视标,将人眼扫描模块的 OCT 光线对准角膜中心,将零延迟线放置在接近角膜塑形镜的位置,光学调焦聚焦在角膜塑形镜边缘附近,通过调整视标的位置,将两侧的虹膜拉平,并采用 X-Y 扫描模式,当出现水平和垂直方向的角膜反射带时获取活体全角膜塑形镜图片。

7. 根据权利要求 1 所述的一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统,其特征在于,步骤二中探测边界的方法如下,首先采用一个光标定位到显示在垂直方向有波峰的

位置,当多个波峰位置确定后,通过寻找周边临近处的波峰位置,从而画出整个边界轮廓。

8. 根据权利要求 1 所述的一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统,其特征在于,步骤四中,根据 OCT 图像上水平方向的分辨率来换算获得转折区的长度;通过标记出转折区最宽处的两个位置,然后计算出两点之间的像素点,再根据 OCT 图像的垂直方向的分辨率计算得到实际的转折区的宽度;使用光标标记出整个不规则的转折区边界,然后计算得到转折区包括的像素点和实际面积。

## 活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统和方法,属于医学检测技术领域。

### 背景技术

[0002] 中国的近视患病率约 32.3%,是世界上近视眼发病率最高的国家之一。除了引起视力减退外,病理性近视还会引起视网膜剥离、黄斑部出血、视网膜萎缩、黄斑变性、玻璃体混浊和晶状体混浊等并发症,严重者甚至可致视力完全丧失。所以预防和控制近视眼是刻不容缓的重要任务。角膜塑形镜是目前暂时降低近视度数的有效方法之一,但始终困扰塑形效果的验配问题就是角膜塑形镜的中央定位。文献研究表明,镜片偏位可能导致角膜散光的增加和角膜中央岛的形成,从而影响角膜塑形镜的治疗效果。同时,镜片偏位导致角膜点染等并发症的增加。因此角膜塑形镜的配适状态和中心定位直接影响到镜片最基本的安全性和有效性。

[0003] 我国青少年的近视发病率很高,而且每年的近视进展率为 0.67-0.72D。目前如何控制近视进展仍旧是全世界眼科学界面临的难题。而近年来角膜塑形镜在延缓近视进展方面的积极结果引起了社会的极大关注。国内外一些研究表明配戴角膜塑形镜后与配戴普通框架眼镜、普通设计的软性接触镜等相比,2 年以上眼轴增长可减少 40%-60%,近视度数增加明显降低。但由于角膜塑形镜是特殊的逆几何设计,由基弧、反转弧、定位弧和周边弧组成(图 1),因此其验配技术不同于其它矫正方式,必须通过不断的调整,才能达到很高的成功率。而在临床工作中,角膜塑形镜调整时保证良好的配适和中央定位很重要,直接决定验配和近视控制的成功与否。

[0004] 不同于其他矫正方式,角膜塑形是一个持续性变化过程,即镜片作用于角膜,然后角膜变化,然后镜片又因角膜变化而产生不同的作用,最后角膜随之变化,如此循环变化中,与常规性的硬镜验配和软镜验配不同,问题的产生或发生存在某种程度的不确定性,因此安全监控始终不容忽视。国内一些专家指出,角膜塑形镜配戴后诸多眼不适症状、眼表并发症、疗效下降等问题,往往出现在验配使用之后的中后期,源于角膜塑形镜配戴过程中的监控不足。但目前临床上缺乏定量监控角膜塑形效果的有效方法。

[0005] 目前临床上评估角膜塑形镜配适的方法主要有两种:一种是荧光素染色后通过裂隙灯观察镜后泪液的分布情况。这种方法比较直观,但在很大程度上取决于检查者的主观判断,缺乏客观定量的评估指标。同时荧光素染色剂的应用干扰了泪液的分布状态,对分析镜片配适造成一定的影响。另一种方法是根据角膜地形图的测量结果,采用 Ortho Tool 软件预测角膜塑形镜的配适状态。虽然这是一个很好的镜片配适软件,但由于是基于完全的数学模拟,实际应用中还会受到泪液分泌的质、量、眼睑张力的影响,因此并不能代表实际的配适状态。另外,Ortho Tool 只反应了一条子午线的情况,遇到不对称蝴蝶,或角膜规则性、对称性差的情况下,误差可能会更大。更主要的缺点是以上方法没有对最关键的基弧和反转弧之间的转折区进行量化评估,所以无法对角膜的塑形效果进行动态量化的监测。角

膜塑形镜基弧和反转弧之间的转折区是作为泪液的充盈池和角膜接触镜配戴后角膜压平过程中可能的组织移行区。通过压平中央区角膜,角膜重塑后减少了转折区的空间面积。因此,转折区的大小,不但是镜片初次配适的很好指标,而且可以作为镜片配戴过程中角膜压平进展情况的提示。转折区充盈面积的缺乏提示镜片应该被更换为另外一片有扁平基弧的镜片,或者是对于特定设计的镜片来说,最优化的治疗效果已经达到。

## 发明内容

[0006] 本发明研发了一种具有两种扫描成像模块的谱域 OCT 成像模块,用于动态监测角膜塑形镜配戴后的角膜塑形效果的活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统以及测量方法。

[0007] 本发明提供:一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统,其包括控制电脑、谱域 OCT 成像模块、人眼扫描模块以及视标对位模块,所述控制电脑分别与谱域 OCT 成像模块及视标对位模块连接,所述人眼扫描模块位于谱域 OCT 成像模块及视标对位模块之间的光路上,所述谱域 OCT 成像模块包括全貌谱域 OCT 成像模块和局部谱域 OCT 成像模块,所述全貌谱域 OCT 成像模块与局部谱域 OCT 成像模块的光路之间设置可移动的 45° 分光镜,所述 45° 分光镜具有使全貌谱域 OCT 成像模块的第一光路到达人眼扫描模块的第一位置以及使局部谱域 OCT 成像模块的第二光路到达人眼扫描模块的第二位置。

[0008] 所述全貌谱域 OCT 成像模块包括第一光源和第一探测臂,第一光源为窄光源,其中心波长为 840nm,带宽为 45nm,第一探测臂采用透射式全息光栅(1800lines/mm)分光和焦距为 150mm 的聚焦透镜的光谱仪结构。

[0009] 所述局部谱域 OCT 成像模块包括第二光源和第二探测臂,第二光源为宽带光源,其中心波长为 830nm,带宽为 100nm,探测臂采用透射式全息光栅(1200lines/mm)分光和焦距为 150mm 的聚焦透镜的光谱仪结构。

[0010] 所述人眼扫描模块包括用于扫描人眼的样品扫描臂以及视频成像系统,所述样品扫描臂以及视频成像系统共焦共轴安装在裂隙灯生物显微镜上,所述样品扫描臂与视频成像系统通过 45 度镜子连接,所述 45 度镜子对红外波段全反射和可见波段全透过。

[0011] 所述样品扫描臂由准直镜、X/Y 扫描振镜和聚焦透镜构成。

[0012] 本发明还提供了一种基于上述 OCT 成像系统的角膜塑形效果的测量方法,其包括以下步骤:步骤一,通过全貌谱域 OCT 成像模块获得活体全角膜塑形镜图像,从而观察镜片实际在位时,镜片与眼表之间的断层配适状态;步骤二,通过探测边界的方法对步骤一中获得的活体全角膜塑形镜图片计算得出沿轴向方向、垂直于第一个表面的厚度,并矫正光学变形和镜片折射率后,得到的实际的镜片厚度轮廓图;步骤三,通过全貌谱域 OCT 成像模块三维扫描获得整个角膜塑形镜的多张活体全角膜塑形镜图片,通过采用步骤二的方式获得整个角膜塑形镜三维厚度图,计算获取整个角膜塑形镜的三维厚度图,从而分析整个角膜塑形镜的中心定位包括偏心和移位配适参数;步骤四,通过局部谱域 OCT 成像模块获得活体特征区域的局部角膜塑形镜图片,包括镜片压平区、镜片反转弧、镜片定位弧和周边弧区域,利用手动点画的方法获得镜片各区域的长度、宽度以及面积。

[0013] 步骤一以及步骤二中的拍摄方法如下:拍摄时让病人注视正前方的视标对位模块的外部视标,将人眼扫描模块的 OCT 光线对准角膜中心,将零延迟线放置在接近角膜塑

形镜的位置,光学调焦聚焦在角膜塑形镜边缘附近,通过调整视标的位置,将两侧的虹膜拉平,并采用 X-Y 扫描模式,当出现水平和垂直方向的角膜反射带时获取活体全角膜塑形镜图片。

[0014] 步骤二中探测边界的方法如下,首先采用一个光标定位到显示在垂直方向有波峰的位置,当多个波峰位置确定后,通过寻找周边临近处的波峰位置,从而画出整个边界轮廓。

[0015] 步骤四中,根据 OCT 图像上水平方向的分辨率来换算获得转折区(镜片压平区和反转弧之间形成的过渡区)的长度;通过标记出转折区最宽处的两个位置,然后计算出两点之间的像素点,再根据 OCT 图像的垂直方向的分辨率计算得到实际的转折区的宽度;使用光标标记出整个不规则的转折区边界,然后计算得到转折区包括的像素点和实际面积。

[0016] 采用该方法通过对全貌谱域 OCT 成像模块获得活体全角膜塑形镜图片以及通过局部谱域 OCT 成像模块获得活体特征区域的局部角膜塑形镜图片进行分析,可以对角膜塑形镜的转折区直接成像,通过观察镜下泪膜随时间的动态变化,达到动态监控角膜压平进展情况和角膜的塑形效果的目的,由于配戴角膜塑形镜后,角膜发生重塑,中央区角膜被压平,而角膜上皮从中央区向转折区移行,因此转折区的面积变化可以用于提示镜片配戴过程中角膜压平的进展情况和监控角膜塑形的效果。

## 附图说明

[0017] 图 1 为角膜塑形镜配戴在人眼时的示意图。

[0018] 图 2 是本发明原理示意图。

[0019] 图 3 是全貌谱域 OCT 成像模块获得的活体全角膜塑形镜图片。

[0020] 图 4 为局部谱域 OCT 成像模块取得的活体角膜塑形镜图片。

[0021] 图 5 是对图 3 进行图像处理得到的整个镜片的厚度轮廓图。

[0022] 图 6 是图 4 经过图像处理得到的转折区的长度、宽度和面积的示意图。

[0023] 图 1 中 101 代表角膜塑形镜,102 代表人眼角膜,103 代表虹膜,104 代表镜下泪液,105-108 代表角膜塑形镜的四个弧区,105 为基弧,106 为反转弧,107 为定位弧,108 为周边弧。

## 具体实施方式

[0024] 下面结合附图对本发明实施例作进一步说明:

[0025] 如图 2 所示,本发明提供:一种活体监测角膜塑形镜塑形效果的 OCT 成像系统,其包括控制电脑 203、谱域 OCT 成像模块、人眼扫描模块以及视标对位模块 207,所述控制电脑 203 分别与谱域 OCT 成像模块及视标对位模块 207 连接,所述人眼扫描模块位于谱域 OCT 成像模块及视标对位模块的之间的光路上,所述谱域 OCT 成像模块包括全貌谱域 OCT 成像模块 202 和局部谱域 OCT 成像模块 201,所述全貌谱域 OCT 成像模块 202 与局部谱域 OCT 成像模块 201 的光路之间设置可移动的 45° 分光镜 210,所述 45° 分光镜 210 具有使全貌谱域 OCT 成像模块 202 的第一光路 206 到达人眼扫描模块的第一位置以及使局部谱域 OCT 成像模块 201 的第二光路 205 到达人眼扫描模块的第二位置。

[0026] 两者通过中间的 45 度分光镜 210 隔开。当全貌谱域 OCT 成像模块 202 的第一光源

打开时,第一光路 206 工作,45 度分光镜 210 通过机械控制移至左侧,光线经第一光路 206 到达人眼;当局部谱域 OCT 成像模块 201 的第二光源打开时,第二光路 205 工作,光线经第二光路 205 到达人眼。

[0027] 视标对位模块 207 主要为一电脑控制的显示屏,用于显示视标让受试者在拍摄过程中注视。对于存在屈光不正无法清晰识别视标的受试者,可在视标前添加屈光不正的矫正镜片。

[0028] 控制电脑 203,通过软件控制图像的获取、存储和图像的输出等。

[0029] 所述全貌谱域 OCT 成像模块包括第一光源和第一探测臂,第一光源为窄光源,其中心波长为 840nm,带宽为 45nm,第一探测臂采用透射式全息光栅(1800lines/mm)分光和焦距为 150mm 的聚焦透镜的光谱仪结构,由此决定理论的轴向分辨率为  $6\mu\text{m}$ ;第一探测臂决定系统扫描深度达 7.3 毫米。其扫描宽度和深度分别为 18 毫米和 7 毫米,因此可以对整个在体角膜塑形镜进行成像,从而观察整个角膜塑形镜和角膜的配适状态,分析镜片的中央定位状态。

[0030] 所述局部谱域 OCT 成像模块包括第二光源和第二探测臂,第二光源为宽带光源,其中心波长为 830nm,带宽为 100nm,探测臂采用透射式全息光栅(1200lines/mm)分光和焦距为 150mm 的聚焦透镜的光谱仪结构,由此理论的轴向分辨率达到  $3\mu\text{m}$ 。第二探测臂使系统的扫描深度为 3mm,分辨率达到 3 微米,因此可以对角膜塑形镜的转折区直接成像,通过观察镜下泪膜随时间的动态变化,达到动态监控角膜压平进展情况和角膜的塑形效果的目的。

[0031] 所述人眼扫描模块包括用于扫描人眼的样品扫描臂以及视频成像系统,所述样品扫描臂以及视频成像系统共焦共轴安装在裂隙灯生物显微镜上,所述样品扫描臂与视频成像系统通过 45 度镜子 208 连接,所述 45 度镜子 208 对红外波段全反射和可见波段全透过。在拍摄过程中,可通过裂隙灯显微镜托台的移动实现对人眼的聚焦和拍摄位置的调整,同时视频成像系统可以用于监控拍摄的位置。

[0032] 所述样品扫描臂由准直镜、X/Y 扫描振镜和聚焦透镜构成,该结构的光路为远心设计,可保证在大视场范围(扫描最大宽度可达 20mm)为图像的清晰成像。

[0033] 本发明还提供了一种基于上述的 OCT 成像系统的角膜塑形效果的测量方法,其包括以下步骤:

[0034] 步骤一,通过全貌谱域 OCT 成像模块获得活体全角膜塑形镜图片,如图 3 所示,提供了眼前段不同结构的横断面图像,这些结构包括角膜塑形镜 101,角膜 102,虹膜 103 和晶状体 305。图中 303 代表角膜塑形镜的基弧和反转弧形成的转折区。在这张图片中,整个活体的角膜塑形镜以及它与眼表的结构关系被成功获得,图中隐约可识别基弧和反转弧形成的转折区。这张 OCT 图片的信息是由一系列轴向扫描(2048 条扫描线)获得。每一条轴向扫描都提供了这个深度方向的眼前段的结构信息,每条扫描线由 2048 个像素点组成。利用不同深度上的反向散射光的反射率不同,从而使得眼前段的不同结构可以在 OCT 上被相互识别出来。图 3 这张图片是通过结合一系列水平方向的轴向扫描得到,反射率的不同在 OCT 图像上显示为亮度或者强度的差异,扫描的宽度约为 14 毫米。

[0035] 步骤二,通过探测边界的方法对步骤一中获得的活体全角膜塑形镜图片计算出沿轴向方向、垂直于第一个表面的厚度,并通过 matlab 软件矫正光学变形和镜片折射率

后,得到的实际的镜片厚度轮廓图;图5是对图3进行图像处理得到的整个镜片的厚度轮廓图。501为通过自行开发的软件J-OCT画图后得到的图片:其中101为角膜塑形镜,图中102为角膜。505为软件探测得到的角膜塑形镜的前表面边界,506为软件探测得到的角膜塑形镜的后表面边界。两者之间的距离即为角膜塑形镜的厚度。软件探测边界的方法为:这是一个半自动探测边界的软件,首先采用一个光标定位到软件显示在垂直方向有波峰的位置,如果在此位置上没有波峰,操作者需要移动光标到邻近位置直到波峰出现。当好几个波峰位置确定后,软件自动寻找周边临近处的波峰位置,从而画出整个边界轮廓,一旦边界被识别出来后,软件计算出沿轴向方向、垂直于第一个表面的厚度。软件同时在中心角膜反射带所在位置插入边界的位置。502是对软件处理得到的数据,通过Matlab软件矫正光学变形和镜片折射率后,得到的实际的镜片厚度轮廓图,可以发现中央区镜片厚度较薄(约为220微米),中周部表现为镜片增厚(约为250微米),而在周边部,镜片边缘的厚度表现为最薄(约为150微米)。507代表基弧和反转弧之间形成的转折区。

[0036] 步骤三,通过全貌谱域OCT成像模块三维扫描获得整个角膜塑形镜的多张活体全角膜塑形镜图片,通过采用步骤三的方式获得整个角膜塑形镜三维厚度图,然后通过matlab软件分析整个角膜塑形镜的三维厚度图,从而分析整个角膜塑形镜的中心定位状态,拍摄图像时采用全貌谱域OCT成像模块,采用类似拍摄图3的取图方式,通过X-Y对焦,使得水平和垂直方向同时出现角膜反射带时获取图片(意味着扫描中心为角膜顶点),拍摄时间约为5.4秒。扫描的实际宽度约为14毫米。扫描时采用放射状三维扫描方式,将360度均分为32个子午线方向并扫描得到32张二维图片。每张图片采用图4的处理方式,通过软件得到角膜塑形镜在此子午线方向上的厚度图,然后通过Matlab软件分析组成整个角膜塑形镜的三维厚度图,从而分析整个角膜塑形镜的中心定位状态;

[0037] 步骤四,通过局部谱域OCT成像模块获得活体特征区域的局部角膜塑形镜图片;如图5所示,图中101为角膜塑形镜,102为角膜,403为角膜塑形镜的基弧和反转弧形成的转折区泪液,104为角膜塑形镜边弧区之下的镜下泪液。结合图1和图5可以分析角膜塑形镜的四个弧区:105为基弧,其作用是压平角膜表面,基弧的大小关系到矫正屈光不正的力量大小。基弧数值越大(越平坦),矫正力量越强。106反转弧使中央泪液聚集,促使中央部镜片对角膜表面压平作用。反转弧关系到矫正速度的快慢,同时也有稳定镜片和影响矫正力量的作用。反转弧越陡,矫正速度越快。它的曲率半径的大小取决于将要矫正的屈光不正度的大小,需要矫正的屈光不正度越大,反转弧的曲率半径越小。105基弧和106反转弧组成了403转折区。107配适弧(定位弧)贴近角膜起镜片固定作用,增加镜片配戴的稳定性,该弧区关系到镜片的松紧度。108边弧起泪液流通的作用,主要是为了产生合理的泪液(104),一般不需要变化。此图像为鼻侧的角膜塑形镜图像,包括2048\*2048像素点,扫描宽度约为10毫米。

[0038] 对获得的活体角膜塑形镜图片进行转折区的长度、宽度以及面积的获得,图6显示的是图4经过图像处理得到的转折区的长度、宽度和面积。701显示的是转折区的长度和宽度;705所指的线代表转折区的长度;706所指的线代表转折区的宽度;702显示的是转折区的面积;其中101代表角膜塑形镜,102代表角膜,707所指的线所画区域代表转折区的面积。采用手动点画的方法计算这些参数。简单来说,转折区的长度定义为转折区最长处两点之间的距离。画图时,操作者确认转折区最长处的两个止点,将软件控制的光标在

这两个位置做标记,软件将自动计算这两个点的像素点长度,然后再将其转换为实际的物理长度(图中为 1.30 毫米)。计算物理长度时的转换是根据 OCT 图像上水平方向的分辨率(每单位长度代表多少个像素点)来换算的。计算转折区的宽度和面积的方法和长度计算的方法类似。计算宽度时,首先操作者标记出转折区最宽处的两个位置,然后软件计算出两点之间的像素点,再根据 OCT 图像的垂直方向的分辨率(每单位长度代表多少个像素点)计算得到实际的物理宽度(图中为 0.11 毫米)。计算面积时,首先操作者使用光标标记出整个不规则的转折区边界,然后软件自动计算得到转折区包括的像素点和实际面积(图中为 0.041 平方毫米)。

[0039] 由于配戴角膜塑形镜后,角膜发生重塑,中央区角膜被压平,而角膜上皮从中央区向转折区移行,因此转折区的面积变化可以用于提示镜片配戴过程中角膜压平的进展情况和监控角膜塑形的效果。

[0040] 步骤一以及步骤三中的拍摄方法如下:拍摄时让病人注视正前方的视标对位模块的外部视标,将人眼扫描模块的 OCT 光线对准角膜中心,将零延迟线放置在接近角膜塑形镜的位置,光学调焦聚焦在角膜塑形镜边缘附近,通过调整视标的位置,将两侧的虹膜拉平,并采用 X-Y 扫描模式,当出现水平和垂直方向的角膜反射带时获取活体全角膜塑形镜图片。

[0041] 步骤一中的拍摄方法如下:当拍摄鼻侧图像时,让病人注视正前方的视标对位模块的视标,人眼扫描模块的 OCT 探头向颞侧移动,使得 OCT 探头和颞侧视标成 10 度角,调整裂隙灯的位置,将 OCT 光线聚焦角膜,当出现角膜反射带时获取活体特征区域的局部角膜塑形镜图片。

[0042] 步骤二中探测边界的方法如下,首先采用一个光标定位到显示在垂直方向有波峰的位置,当多个波峰位置确定后,通过寻找周边临近处的波峰位置,从而画出整个边界轮廓。

[0043] 步骤四的计算方法如下:根据 OCT 图像上水平方向的分辨率来换算获得转折区的长度;通过标记出转折区最宽处的两个位置,然后计算出两点之间的像素点,再根据 OCT 图像的垂直方向的分辨率计算得到实际的转折区的宽度;使用光标标记出整个不规则的转折区边界,然后计算得到转折区包括的像素点和实际面积。

[0044] 实施例不应视为对本发明的限制,但任何基于本发明的精神所作的改进,都应在本发明的保护范围之内。

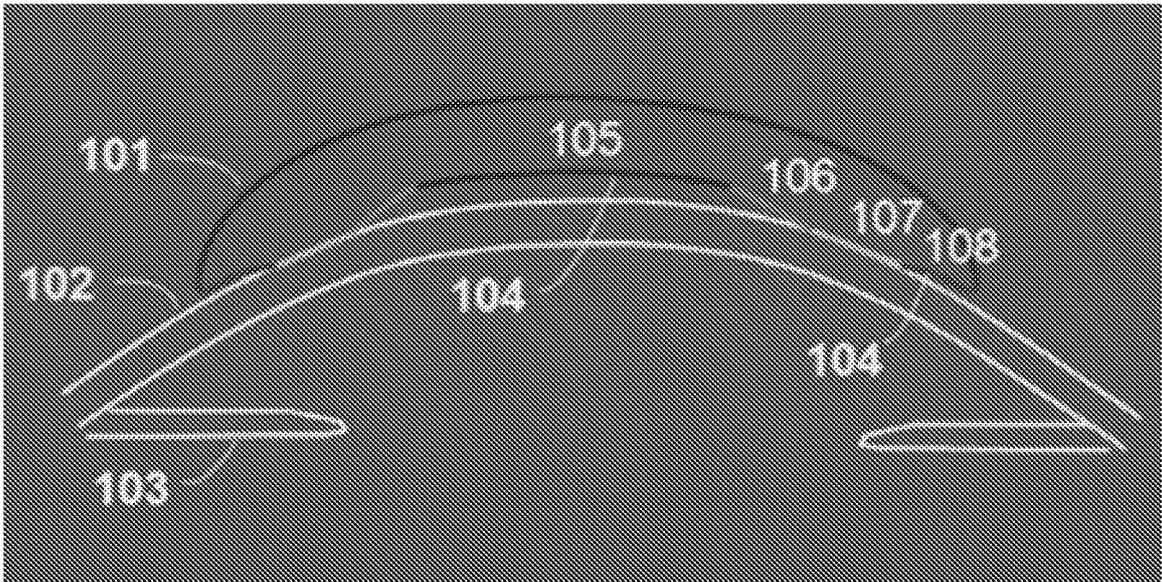


图 1

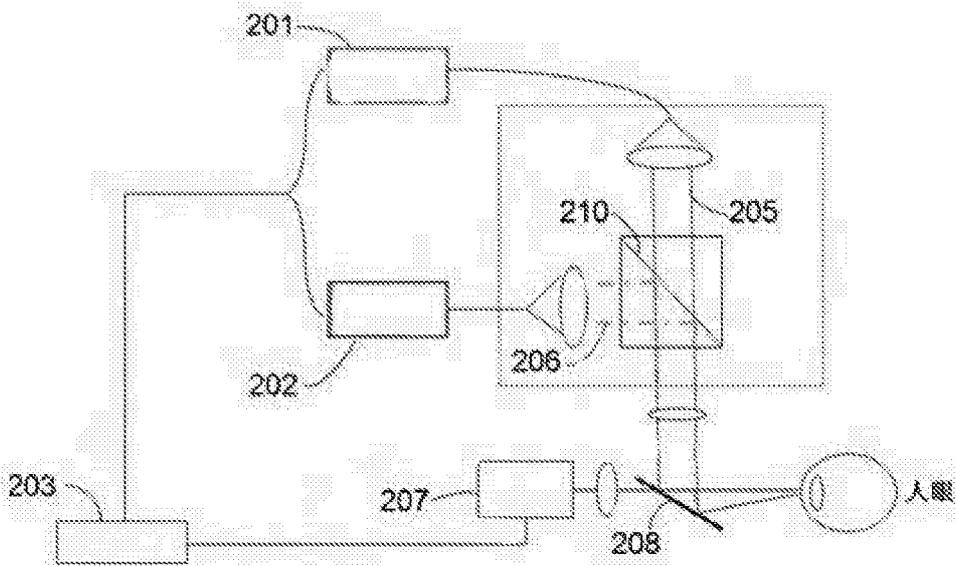


图 2

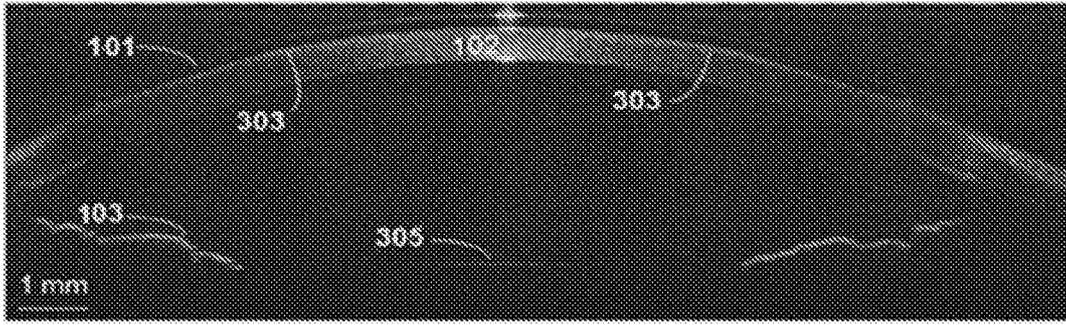


图 3

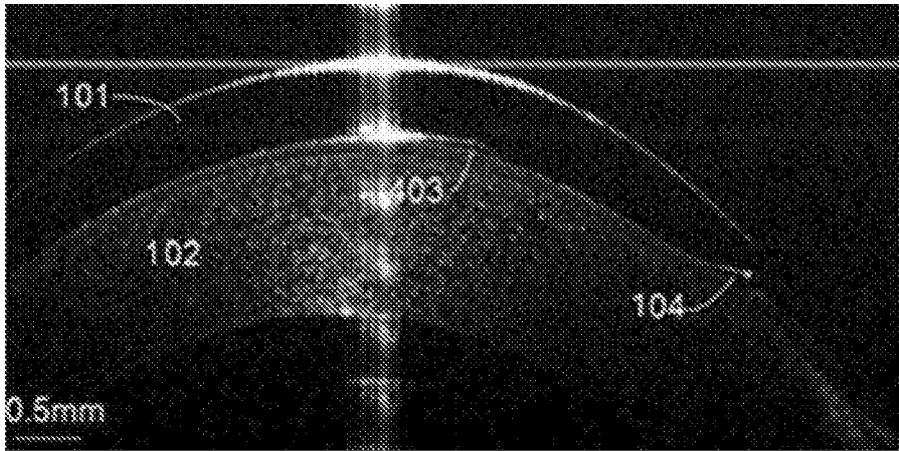


图 4

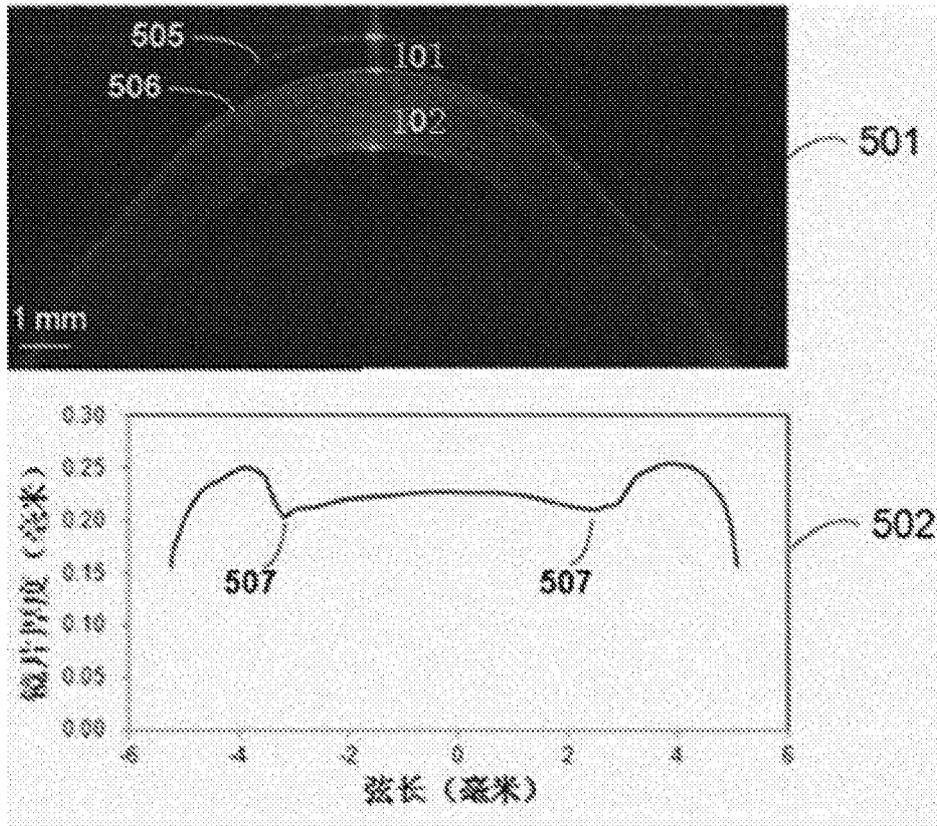


图 5

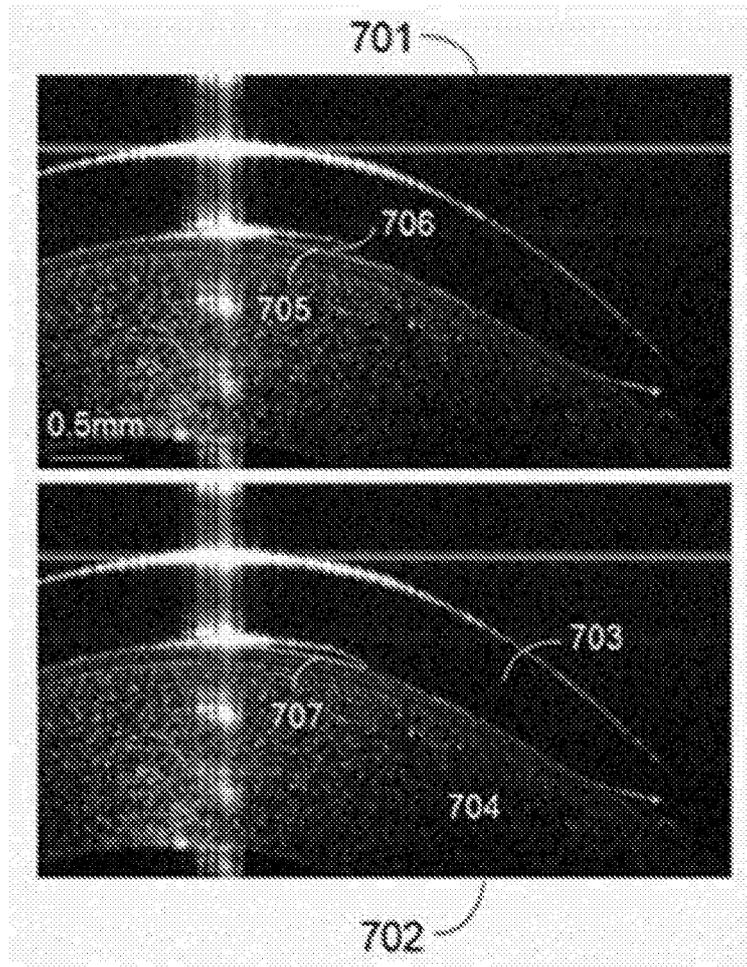


图 6