



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103607942 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 26

(21) 申请号 201180069842. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 04. 08

A61B 1/04 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2013. 09. 30

G02B 3/12 (2006. 01)

H04N 5/232 (2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/CN2011/000606 2011. 04. 08

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02012/135977 EN 2012. 10. 11

(71) 申请人 卡尔斯特里姆保健公司  
地址 美国纽约州

(72) 发明人 Z. 刘 J-M. 英格尔斯 T. 王 X. 于  
J. 张

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
72001  
代理人 唐立 王忠忠

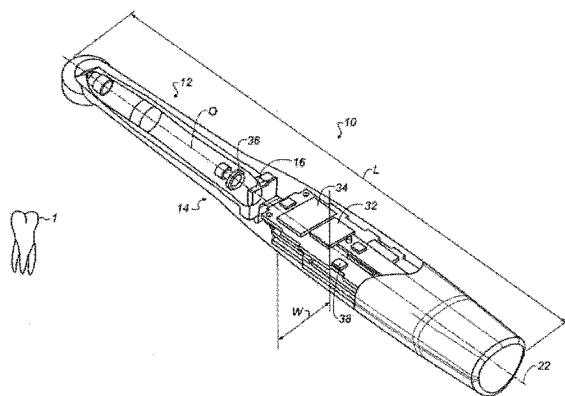
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

具有用于图像稳定的液体透镜的口腔内窥镜

(57) 摘要

一种口腔内窥镜(10)包括成像系统(12)、成像传感器(16)和图像稳定装置(14),其包括液体透镜(36)、透镜驱动元件(38)、微处理器(34)和运动传感器(32)。运动传感器(32)提供指示窥镜移动的运动信号。可调节液体透镜(36)具有第一不混溶液体与第二不混溶液体之间的界面且可被致动以响应第一对电极处的第一调节信号而相对于第一轴且响应第二对电极处的第二调节信号而相对于第二轴改变折射。微处理器(34)响应用于从运动传感器(32)获得运动信号的储存指令并且与透镜驱动元件(38)通信用来提供第一和第二调节信号到可调节液体透镜(36)。



1. 一种口腔内窥镜,其包括:

成像系统,其包括成像传感器和沿着到所述成像传感器的光路导引光的一个或多个光导引元件;和

图像稳定装置,其用于沿着所述光路调节光方向来补偿窥镜移动,其包括:

(a) 运动传感器,其提供指示窥镜移动的运动信号;

(b) 可调节液体透镜,其沿着所述光路布置且包括第一不混溶液体与第二不混溶液体之间的界面,其中所述可调节液体透镜可被致动以响应第一对电极处的第一调节信号而相对于第一轴且响应第二对电极处的第二调节信号而相对于第二轴改变折射,其中所述第一和第二轴相对于彼此正交且均相对于所述光路正交;和

(c) 微处理器,其响应用于从所述运动传感器获得所述运动信号的储存指令并且与多个透镜驱动元件通信用来提供所述第一和第二调节信号到所述可调节液体透镜。

2. 根据权利要求 1 所述的口腔内窥镜,其中所述运动传感器是回转仪。

3. 根据权利要求 1 所述的口腔内窥镜,其中所述液体透镜包括四个以上的电极。

4. 根据权利要求 1 所述的口腔内窥镜,其工作距离介于 1mm 与 300mm 之间。

5. 根据权利要求 1 所述的口腔内窥镜,其具有宽度和长度,其中长宽比介于 5 与 8 之间。

6. 根据权利要求 1 所述的口腔内窥镜,其中所述液体透镜被布置在沿着所述成像系统与所述传感器之间的所述光路的固定位置。

7. 根据权利要求 1 所述的口腔内窥镜,其中所述成像系统的每个透镜位于沿着所述光路的固定位置。

8. 根据权利要求 1 所述的口腔内窥镜,其中所述成像传感器位于沿着所述光路的固定位置。

9. 根据权利要求 1 所述的口腔内窥镜,其中所述微处理器分析由所述运动传感器检测到的移动信息和由所述成像传感器检测到的移动信息两者。

10. 一种口腔内窥镜,其包括:

成像系统,其包括成像传感器和沿着到所述成像传感器的光路导引光的一个或多个光导引元件;和

图像稳定系统,其用于沿着所述光路调节光方向,所述图像稳定系统包括运动传感器、与所述运动传感器通信的微处理器、具有两对电极的液体透镜以及与所述微处理器通信用于施加调节信号到所述电极来驱动所述液体透镜的四个液体透镜驱动器,

其中所述液体透镜包括容器,所述容器包括具有第一光学指数的第一液体和与所述第一液体不混溶且具有第二光学指数的第二液体,其中所述第二液体沿着界面与所述第一液体接触,其中所述第一和第二液体具有基本上相同的密度,且其中所述相应的第一和第二光学指数互不相同,且其中所述电极对处的电压在垂直于光轴的第一方向上、在垂直于所述第一方向且垂直于所述光轴的第二方向上以及在所述第一和第二方向的组合方向上调节所述光轴的倾斜度以使形成在所述成像传感器上的图像稳定。

11. 一种口腔内窥镜,其包括:

成像系统,其用于在成像传感器上面形成目标的图像;和

图像稳定装系统,其包括运动传感器、与所述运动传感器通信的微处理器、具有四个电

极的液体透镜以及与所述微处理器通信用于施加调节信号到所述四个电极来驱动所述液体透镜的液体透镜驱动器，

其中所述液体透镜包括容器，所述容器包括具有第一光学指数的第一液体和与所述第一液体不混溶且具有第二光学指数的第二液体，其中所述第二液体沿着界面与所述第一液体接触，其中所述第一和第二液体具有基本上相同的密度，且其中所述相应的第一和第二光学指数互不相同，且

其中所述运动传感器检测所述窥镜的移动，所述微处理器分析由所述运动传感器检测到的所述移动信息、将所述移动信息转换成调节信号并且将所述调节信号发送到所述液体透镜驱动器，所述液体透镜驱动器施加多个调节信号到所述液体透镜的所述四个电极来改变所述第一和第二液体之间的所述界面的形状并且在垂直于所述光轴的第一方向上、在垂直于所述第一方向且垂直于所述光轴的第二方向上以及在由所述第一和第二方向形成的任何组合方向上选择性地倾斜所述液体透镜的所述光轴以使形成在所述成像传感器上的图像稳定。

12. 一种用于获得目标的口腔内图像的方法，其包括：

沿着光路将光从所述目标导引朝向图像传感器；

感测所述图像传感器相对于所述目标的移动；

通过沿着第一和第二轴中的任一个或两个改变液体透镜中的两种液体的界面形状来根据感测到的移动调节所述光路，其中所述第一和第二轴相互正交且均相对于所述光路正交；和

根据沿着调节过的光路接收的光撷取所述目标的图像数据。

13. 根据权利要求 12 所述的方法，其中感测所述图像传感器的移动包括从回转仪接收信号。

14. 根据权利要求 12 所述的方法，其中改变所述液体透镜中的所述界面的所述形状包括从一个或多个液体透镜驱动器施加可变电压信号到所述透镜。

15. 根据权利要求 12 所述的方法，其中所述液体透镜包括容器，其包括第一液体以及与所述第一液体接触的第二液体，所述第一和第二液体不混溶、具不同光学指数且具有基本上相同的密度。

## 具有用于图像稳定的液体透镜的口腔内窥镜

### 技术领域

[0001] 本发明一般涉及医疗诊断器具的领域,且具体涉及一种用于牙齿成像的装置。更具体来说,本发明涉及一种具有使用多电极设计来提供图像稳定的液体透镜的口腔内窥镜。

[0002] 发明背景

[0003] 虽然在检测、治疗和预防技术中已经存在改进处,但龋齿依然存在影响所有年龄段人的普遍情况。如果不适当且不迅速治疗,龋齿会导致永久性的牙齿损伤并且甚至导致牙齿脱落。因此,基于口腔内窥镜的牙齿成像极具益处。

[0004] 存在已知的口腔内窥镜,诸如可从美国新泽西州劳雷尔山的 ACTEON 公司购得的口腔内窥镜。一般来说,口腔内窥镜在介于约 1mm 到约 50mm 之间的较大工作距离范围内操作。其可具有相当大的景深 (DOF),其在不同工作距离处不同。因此,聚焦调节用来提供良好的图像品质。但是,对于包括美国专利第 6,019,721 号 (Holmes) 中公开的口腔内窥镜的大多数已知口腔内窥镜来说,聚焦调节由操作工手动执行对透镜与成像传感器之间的距离的调节。常规口腔内窥镜不具有自动聚焦能力且必须针对每个图像单独调节焦点。因此,其不便于使用。

[0005] 如同其它窥镜,常规口腔内窥镜会遭受因在图像撷取期间的振动引起的图像模糊。已经提出旨在减少图像模糊的图像稳定方法。举例来说,见使用浮动光学元件的美国专利第 4,998,809 号 (Tsuji) 和第 5,040,881 号 (Tsuji)。

[0006] 美国公开第 2009/0141352 号 (Jannard) 公开了一种使用四个液体透镜单元的透镜系统,一对液体透镜单元用来在一个方向上提供图像稳定,且另一对液体透镜单元用来在另一方向上提供图像稳定。

[0007] 虽然提供图像稳定的常规窥镜可在其特定应用中实现一定程度上的成功,但其无法满足口腔内成像的空间和操作需求。因此,需要一种宽度很小、便于使用且能够在所有方向上提供图像稳定的口腔内窥镜。

### 发明概要

[0008] 本发明的目的是提供一种能够在至少两个正交方向上提供图像稳定的口腔内窥镜。

[0009] 本发明的另一目的是提供一种包括使用多电极设计以在至少两个正交方向上提供图像稳定的液体透镜的口腔内窥镜。

[0010] 本发明的又一目的是提供一种仅由一个使用多电极设计以在至少两个正交方向上提供图像稳定的液体透镜组成的口腔内窥镜。

[0011] 本发明的优点是本发明的窥镜宽度很小、长宽比很大、便于使用且能够在患者口腔中的图像撷取期间减少图像模糊。

[0012] 这些目的仅通过说明性实例来给出,且这些目的可以是本发明的一个或多个实施方案的例示。可发生或熟悉本领域的技术人员显而易见通过公开的本发明固有实现的其它

所需目的和优点。本发明由附属权利要求定义。

[0013] 根据本发明的一个方面,提供了一种口腔内窥镜,其包括:成像系统,其包括成像传感器和沿着到成像传感器的光路导引光的一个或多个光导引元件;和图像稳定装置,其用于沿着光路调节光方向来补偿窥镜移动且其包括:(i) 运动传感器,其提供指示窥镜移动的运动信号;(ii) 可调节液体透镜,其沿着光路布置且包括第一不混溶液体与第二不混溶液体之间的界面,其中可调节液体透镜可被致动以响应第一对电极处的第一调节信号而相对于第一轴且响应第二对电极处的第二调节信号而相对于第二轴改变折射,其中第一和第二轴相对于彼此正交且均相对于光路正交;(iii) 微处理器,其响应用于从运动传感器获得运动信号的储存指令并且与多个透镜驱动元件通信用来提供第一和第二调节信号到可调节液体透镜。

[0014] 根据本发明的另一方面,提供了一种口腔内窥镜,其包括:成像系统,其包括成像传感器和沿着到成像传感器的光路导引光的一个或多个光导引元件;和图像稳定系统,其用于沿着光路调节光方向,所述图像稳定系统包括运动传感器、与运动传感器通信的微处理器、具有两对电极的液体透镜以及与微处理器通信用于施加调节信号到电极来驱动液体透镜的四个液体透镜驱动器,其中液体透镜包括容器,所述容器由具有第一光学指数的第一液体和与第一液体不混溶且具有第二光学指数的第二液体所填充,其中第二液体沿着界面与第一液体接触,其中第一和第二液体具有基本上相同的密度,且其中相应的第一和第二光学指数互不相同,且其中所述电极对处的电压在垂直于光轴的第一方向上、在垂直于第一方向且垂直于光轴的第二方向上以及在第一和第二方向的组合方向上调节光轴的倾斜度以使形成在成像传感器上的图像稳定。

[0015] 附图简述

[0016] 从下文对本发明的实施方案的更具体描述将显而易见的前述和其它目的、特征以及优点,如附图中所示。附图的元件不一定相对于彼此按比例绘制。

[0017] 图 1 示出本发明的口腔内窥镜的透视图。

[0018] 图 2A 示出使用具有两个电极的液体透镜的自动聚焦系统。

[0019] 图 2B 示出根据本发明的图像稳定系统。

[0020] 图 3A 示出当电压为零时的具有两个电极的液体透镜。

[0021] 图 3B 示出当电压不为零时的两个电极式液体透镜。

[0022] 图 3C 示出两个电极式液体透镜的工作原理。

[0023] 图 4A 示出本发明中使用的具有四个电极的液体透镜的正视图。

[0024] 图 4B 示出当液体透镜的光轴处于成像系统的光轴的方向上时在  $x-z$  平面中的四个电极式液体透镜的侧视图。

[0025] 图 4C 示出当液体透镜的光轴在  $x-z$  平面中倾斜时的四个电极式液体透镜的侧视图。

[0026] 图 4D 示出当液体透镜的光轴处于成像系统的光轴的方向上时在  $y-z$  平面中的四个电极式液体透镜的侧视图。

[0027] 图 4E 示出当液体透镜的光轴在  $y-z$  平面中倾斜时的四个电极式液体透镜的侧视图。

## 具体实施方式

[0028] 下文是参考附图对本发明的优选实施方案的详细描述,多幅附图的每一幅中相同元件符号标记相同结构元件。

[0029] 图 1 示出根据一个实施方案的本发明的口腔内窥镜 10。口腔内窥镜 10 包括照明系统 11 (未示出)、成像系统 12、图像稳定装置 14 和成像传感器 16。口腔内窥镜 10 具有宽度 W 和长度 L,宽度和长度分别垂直和平行于轴向方向 22。图像稳定系统 14 包括具有多个电极的液体透镜 36、液体透镜驱动器 38、微处理器 34 和运动传感器 32。

[0030] 口腔内窥镜 10 意欲使患者口腔内的目标 1 成像并且适宜且精确地这样做。举例来说,目标 1 可以是牙齿。

[0031] 成像系统 12 包括一个透镜或一组透镜作为光导引元件,其沿着光路 0 导引光并且提供大景深 (DOF)。熟悉光学设计领域的技术人员熟知这一透镜系统的设计。在一个实施方案中,成像系统 12 包括三个透镜组作为光导引元件。在一个实施方案中,成像系统 12 中的每个透镜位于沿着光路 0 的固定位置。在操作时,成像系统 12 使目标 1 成像在位于固定成像平面中的成像传感器 16 上面。

[0032] 针对口腔内使用来说,口腔内窥镜 10 的宽度 W 优选地不大于约 35mm,更优选地不大于约 30mm 且最优选地不大于约 25mm。定义为  $L/W$  的长宽比介于 3 和 12 之间,且更优选地介于 5 和 8 之间。此外,口腔内窥镜 10 的工作距离介于约 1mm 和 300mm 之间。需要对于大长宽比、窄宽度和特定工作距离的这些要求以便将窥镜合适地安装在患者口腔内。在本发明的实施方案中,通过使用具有四个或四个以上电极的可调节液体透镜来满足这些要求。使用的液体透镜提供可调节的透镜元件,其沿着光路布置且可被致动以响应接收的调节信号而相对于两个正交轴中的每一个来改变折射。使用这种类型的可调节透镜使本发明的口腔内窥镜 10 与常规口腔内窥镜不同且与意欲用于其它用途的许多其它类型的常规窥镜不同。

[0033] 图 2A 示出使用具有两个电极的液体透镜 36a 的自动聚焦系统 50。自动聚焦系统 50 包括成像传感器 16a、微处理器 34a、液体透镜驱动器 38a 和液体透镜 36a。在这个系统中,成像传感器 16a 将图像信号传输到微处理器 34a,微处理器 34a 接着分析图像信号、产生电压信号并且将电压信号发送到液体透镜驱动器 38a。液体透镜驱动器 38a 接着施加适当的电压电平到液体透镜 36a 上。

[0034] 图 2B 示出包括运动传感器 32、微处理器 34、液体透镜 36 和液体透镜驱动器 38 的图像稳定系统 14。液体透镜 36 位于成像系统 12 与成像传感器 16 之间。液体透镜 36 是电润湿类型,诸如可从 Varioptic (法国里昂)购得的液体透镜。

[0035] 在一个实例中,运动传感器 32 是回转仪。回转仪基于角动量守恒原理来测量或维持定向。运动传感器 32 可使用旋转轮或旋转盘,其轴可自由采取任何角定向。由于角动量守恒,这个角定向响应给定外扭矩的改变比在没有与回转仪的高旋转速率有关的大角动量情况下的改变少得多。回转仪安装在平衡环中来最小化外扭矩。因此,不管安装有回转仪的平台有任何运动,回转仪的定向几乎保持固定。因此,回转仪利于用作为运动检测器来检测口腔内窥镜 10 的移动并且将移动信息发送到微处理器 34。

[0036] 任选地,成像传感器 16 还可提供移动信息到微处理器 34,因为诸如图像清晰度的图像品质特性也反映口腔内窥镜 10 的振动。一般来说,但是,来自成像传感器 16 的移动信

息单独时会不足以使图像稳定。但是,当与由运动传感器 32 提供的移动信息组合时,来自成像传感器 16 的移动信息也会是有用的。

[0037] 运动传感器 32 提供指示窥镜移动的运动信号。微处理器 34 响应用于从运动传感器获得运动信号的储存指令并且与多个透镜驱动元件通信用来提供第一和第二调节信号到可调节液体透镜元件。微处理器 34 分析来自这个运动信号的移动信息、将其转换成对应于多个电压中的四个或四个以上的电压信号并且决定最好在何处通过相应的液体透镜驱动元件 38 将这些电压施加到液体透镜 36。在特殊情况下,施加电压中的两个或两个以上可相等。微处理器 34 还将电压信号传输到液体透镜驱动元件 38。在一个实例中,微处理器 34 将电压信号传输到四个液体透镜驱动器(液体透镜驱动器 1-液体透镜驱动器 4),接着四个液体透镜驱动器施加四个调节信号(电压 V1、V2、V3 和 V4)到液体透镜 36。当液体透镜驱动器将电压作为调节信号施加到液体透镜 36 时,液体透镜 36 中的第一和第二液体之间的液体界面的形状改变。液体透镜 36 中液体界面形状的这个改变还有助于补偿成像系统 12 中其它透镜相对于光路的移动,使得当口腔内窥镜 10 移动或振动时目标 1 具良好焦点地成像在成像传感器 16 上。

[0038] 或者,四个液体透镜驱动器可由单一专用液体透镜驱动器替换,单一专用液体透镜驱动器可提供四个独立电压作为调节信号。

[0039] 本发明口腔内窥镜的一个特征是液体透镜 36 使用多电极设计,意谓液体透镜 36 具有四个或四个以上电极且因此可被致动以响应接收的调节信号沿着两个正交轴使图像稳定。用作比较,常规液体透镜使用两个电极且最多可被致动以响应接收的调节信号仅沿着单一轴使图像稳定。

[0040] 为了更好了解本发明的实施方案比使用常规液体透镜的窥镜实施方案是如何有利,有益的是审视液体透镜如何操作和了解使用两个电极(即单一对电极)的液体透镜与使用四个电极(即两对电极)的透镜之间的差异。参考对应于 W02010/057336(Liu)的图 1 和图 2 的图 3A-3C,具有两个电极的常规液体透镜 36a 一般还包括具有相等密度的两种液体。液体夹在圆锥形容器中的两个透明窗口 107 之间。在一个实施方案中,一种液体是传导性水 103,而另一种是油 101 用来为光轴 105 提供稳定措施。液体透镜 36a 还包括与油 101 绝缘但与水 103 电接触的电极 109 和 113;且可变电压可作为调节信号被选择性地施加到电极。绝缘体 111 被沉积在电极 109 与 113 之间来使电极分离。油 101 与水 103 之间的界面 115 将取决于跨过圆锥形结构施加的电压来改变其形状。如图 3A 中所示,当施加零伏特时,界面 115 略微弯曲且油 101 的表面变凹。当电压增大到约 40 伏特时,油 101 的表面变成高度凸起,如图 3B 中所示。这样,液体透镜 36a 可经由改变施加到电极上的电压来达到所需折射力。

[0041] 图 3C 示出具有两个电极的液体透镜 36a 的工作原理。液体透镜 36a 基于如下描述的电润湿现象进行工作:水 103 的液滴沉积到由金属制成且由薄绝缘层覆盖的基板上。施加到基板的电压产生静电力以迫使液体改变其形状,从而修改液滴的接触角。液体透镜中应用两种等密度液体:一种是绝缘体(诸如油 101)而另一种是导体(诸如水 103)。电压变动导致液体-液体界面 115 的曲率改变,接着导致透镜的光功率或折射改变。

[0042] 不管具有四个电极(两对电极)的液体透镜 36 与具有两个电极的常规液体透镜 36a 之间的一些相似处,其操作和能力有显著差别。首先,如图 3A-3C 中所示,具有两个电极

的液体透镜 36a 的光轴无法倾斜远离其法向,这是因为电极被对称地配置在两种液体的整个界面上。因此,单一的两个电极式液体透镜无法用来提供图像稳定。

[0043] 当液体透镜 36a 的两个电极中的一个分离成两个部分且提供调节信号的电压信号被施加到两种液体的界面的两个点上时(见 Jannard 的美国公开第 2009/0141352 号),液体透镜 36a 的光轴仅可相对于单一轴改变。因此,这样修改的液体透镜仅可补偿窥镜在一个方向上的振动或其它移动。为了补偿在两个正交方向上的振动,必须使用两个独立液体透镜,每个液体透镜具有两个电极,如 '1352Jannard 申请中所描述。相反地,如参考本发明的实施方案所描述,具有四个独立电极的一个液体透镜 36 足以在垂直于成像系统的光轴的两个正交方向上提供图像稳定。

[0044] 常规液体透镜与具有两对电极的液体透镜的能力和用途之前的第二差异有关驱动组件。用于驱动四个电极式液体透镜 36 的液体透镜驱动器 38 与用于驱动两个电极式液体透镜 36a 的液体透镜驱动器 38a 不同,因为液体透镜驱动器 38 必须提供对应于液体透镜 36 的光轴的二维倾斜的四个不同电压,而液体透镜驱动器 38a 仅提供跨过液体透镜的单一电压。

[0045] 作为又另一差异,用于发送电压信号到液体透镜驱动器 38 来驱动四个电极式液体透镜 36 的微处理器 34 逻辑与用于发送电压信号到液体透镜驱动器 38a 来驱动两个电极式液体透镜 36a 的微处理器 34a 逻辑不同。这是因为对于四个电极的情况,微处理器 34 必须产生对应于液体透镜 36 的光轴的二维倾斜的四个不同电压信号。因此,微处理器 34 与微处理器 34a 使用的运算法则不同。

[0046] 图 4A 示出具有四个电极的液体透镜 36 的正视图,四个相应的电压 V1、V2、V3 和 V4 作为调节信号被施加到四个电极。一对电极的电压 V1 和 V3 用来控制 x 方向上的液体界面形状,而另一对电极处的电压 V2 和 V4 控制 y 方向上的形状。

[0047] 图 4B 和图 4C 分别示出当 V1 和 V3 相等和当 V1 和 V3 不相等时在 x-z 平面中的液体透镜 36 的侧视图。液体透镜 36 包括两个基板 42a、42b 和两种液体—液体 A 和液体 B。成像系统 12 的光轴 40 平行于 z 方向,z 方向垂直于 x-y 平面。

[0048] 一般来说,液体 A 和液体 B 不混溶且具有不同光学指数。这些液体具有基本上相等的密度,即彼此优选地在 +/- 12% 内的密度。一种一般是绝缘液体,例如包括油或具有第一折射率的油性物质,且另一种通常是传导液体,例如包括具有第二折射率的含水溶液。这些液体夹在圆锥形容器中的两个透明基板 42a、42b 之间。在一个实施方案中,举例来说,液体 A 是传导性的水 103,而封围液体 B(油 101)用作为遮盖。这容许包含固定体积的水并且为液体透镜 36 的光轴 40 提供稳定措施。液体之间的相对界面形状决定透镜的折射性。两种液体的相对折射率必须相互不同达一定量以便提供可调节折射。

[0049] 如图 4B 中所示当调节信号 V1=V3 时,液体透镜 36 用作为 x-z 平面中的常规透镜,其在 x-z 平面中的光轴 40a 是沿着成像系统 12 的光轴 40。在这种情况下,液体透镜 36 仅在 x-z 平面中提供聚焦调节功能。

[0050] 图 4C 示出当调节信号 V1 和 V3 不相等时液体透镜 36 的光轴 40b 在 x-z 平面中远离成像系统 12 的光轴 40 倾斜。在 x-z 平面中的这个倾斜还被称为在 x 方向上的倾斜,因为光轴 40b 的倾斜可补偿口腔内窥镜 10 在 x 方向上的振动或其它移动。

[0051] 同样,图 4D 示出当调节信号 V2 和 V4 相等时在 y-z 平面中的液体透镜 36 的侧视

图。液体透镜 36 用作为常规透镜,其光轴 40c 是沿着成像系统 12 的光轴 40。在这种情况下,液体透镜 36 仅在  $y-z$  平面中提供聚焦调节功能。

[0052] 类似于图 4C,图 4E 示出当调节  $V_2$  和  $V_4$  不相等时液体透镜 36 的光轴 40d 在  $y-z$  平面中远离成像系统 12 的光轴 40 倾斜。在  $y-z$  平面中的这个倾斜还被称为在  $y$  方向上的倾斜,因为光轴 40d 的倾斜可补偿口腔内窥镜 10 在  $y$  方向上的振动或其它移动。

[0053] 总之,因为本发明使用的液体透镜 36 具有四个电极,四个不同电压可被施加到透镜的特定区域,液体透镜中的两种液体的界面形状可在第一方向上(在  $x-z$  平面中)或在第二方向上(在  $y-z$  平面中)或同时在两个方向上选择性地倾斜。因此,液体透镜 36 的光轴可独立地在  $x-z$  平面和  $y-z$  平面中选择性地倾斜。这本质上使液体透镜 36 能够倾斜其光轴来通过在  $x-z$  平面和  $y-z$  平面中的组合倾斜而补偿窥镜在任何方向上的振动或其它移动。因此,液体透镜 36 可提供光学图像稳定而无需依赖任何组件的机械移动。

[0054] 照明系统 11 被构造成导引来自光源的光以便照明目标 1 来改进成像传感器 16 的成像。光源可以是一个或多个发光二极管(LED)或任何其它已知的光源。照明系统 11 可被整合到口腔内窥镜 10 封装中或可用单独器件提供。可提供光纤或其它光导件来将照明从外部光源导引朝向目标 1。

[0055] 成像传感器 16 记录在固定位置的目标 1 的图像。成像传感器 16 可以是互补金属氧化物半导体(CMOS)器件、电荷耦合器件(CCD)或任何其它已知的传感器阵列类型。

[0056] 虽然本发明的口腔内窥镜 10 被设计用于使口腔内目标成像,但这个器件可用于其它合适应用中,特别是窥镜宽度要求相当受限的情况,诸如用于内视镜应用。

[0057] 已经特别参考目前优选实施方案详细描述本发明,但将了解在本发明的精神和范畴内可做出变更和修改。因此,本发明公开的实施方案在各方面都被认为是说明性而非限制性的。本发明的范畴由附属权利要求说明,且在其等效物的涵义和范围内的所有改变意欲被包含在其中。

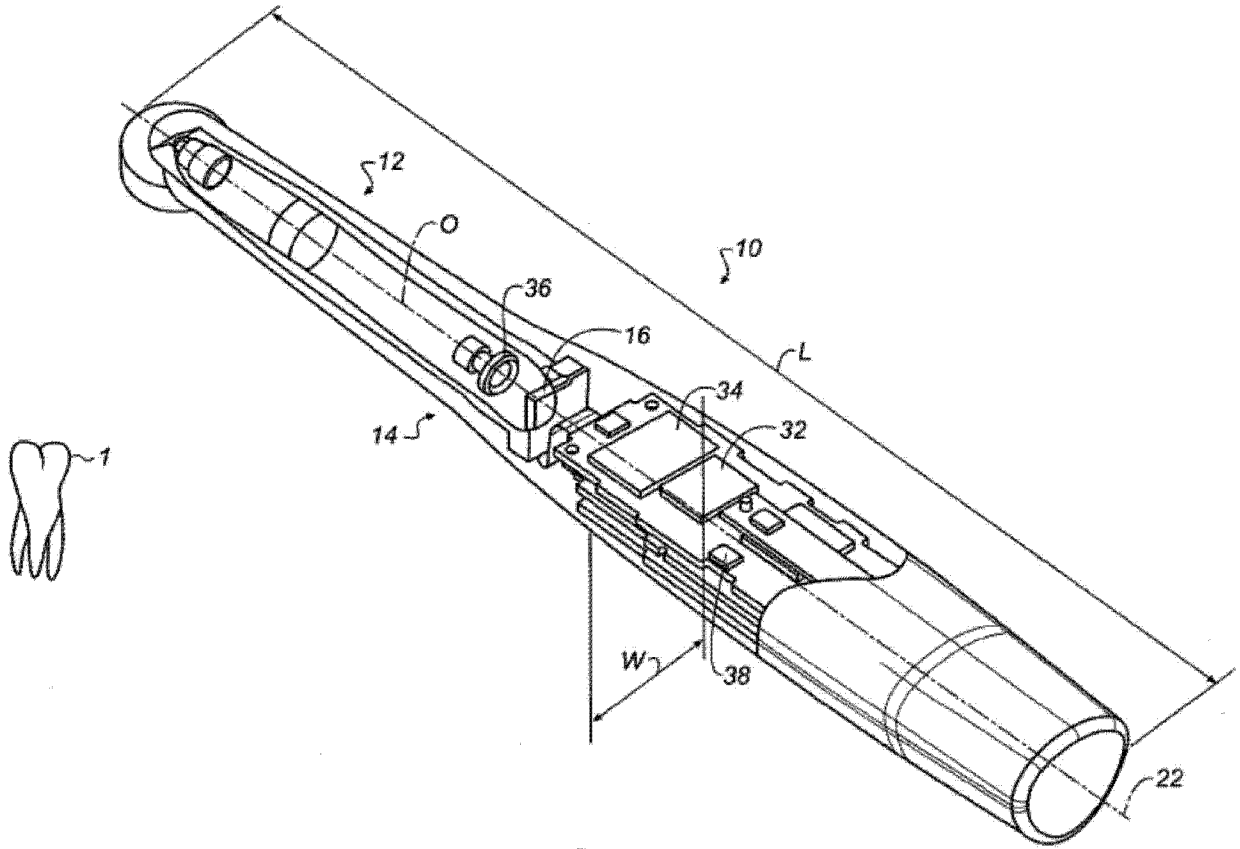


图 1

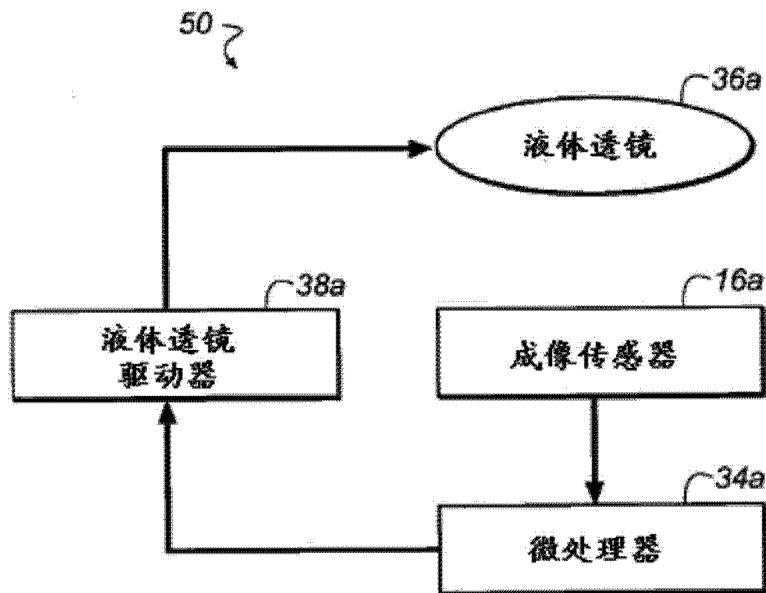


图 2A

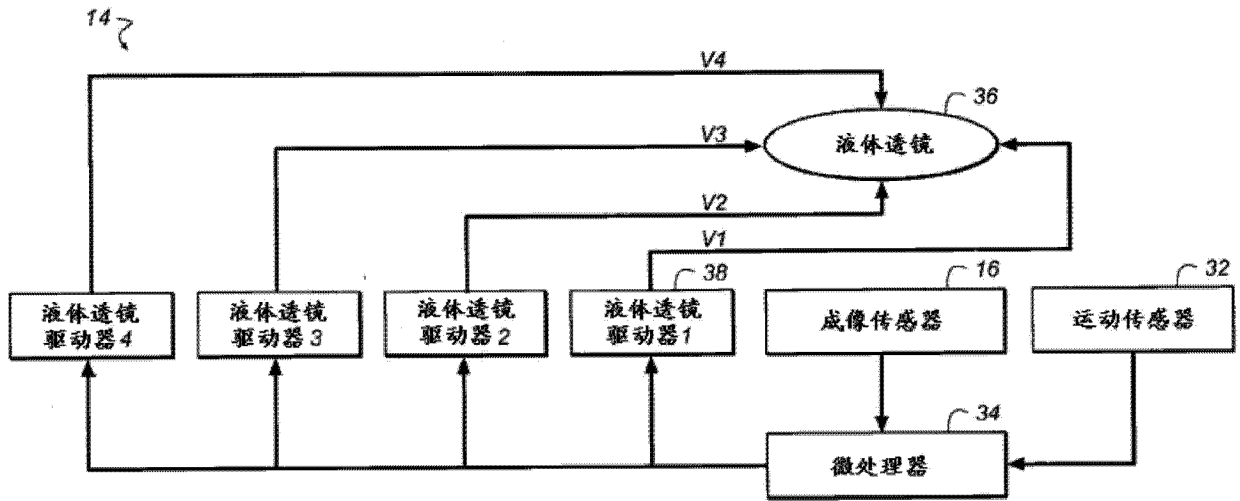


图 2B

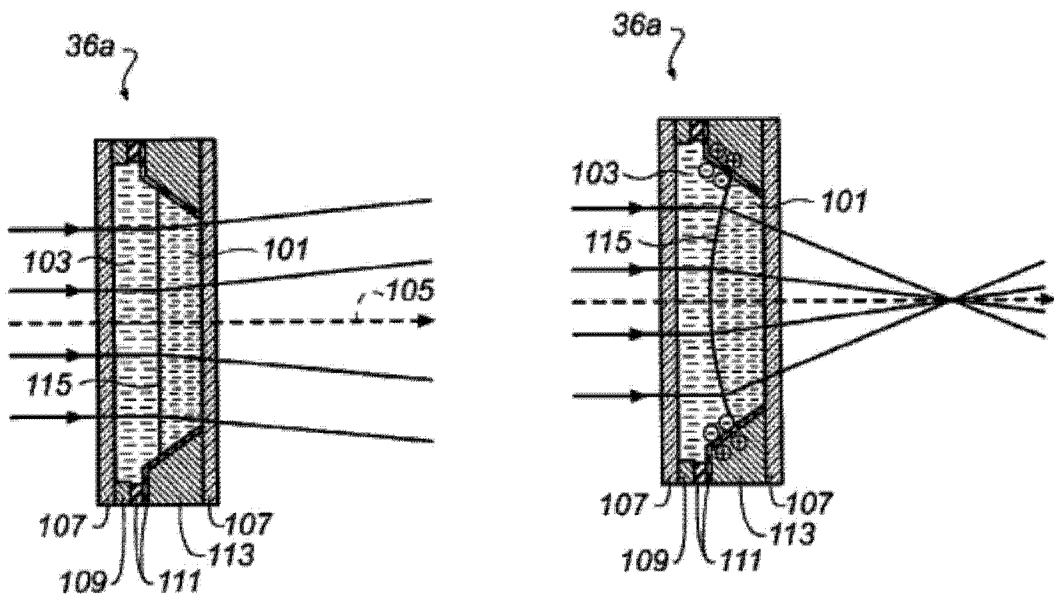


图 3A

图 3B

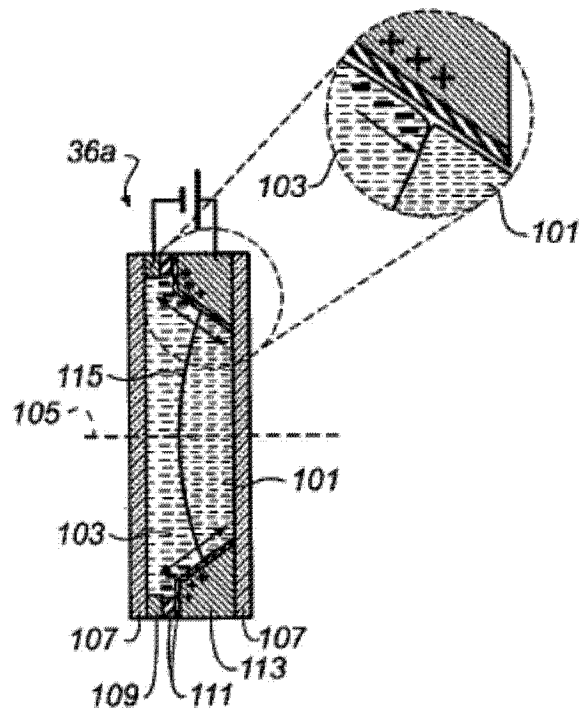


图 3C

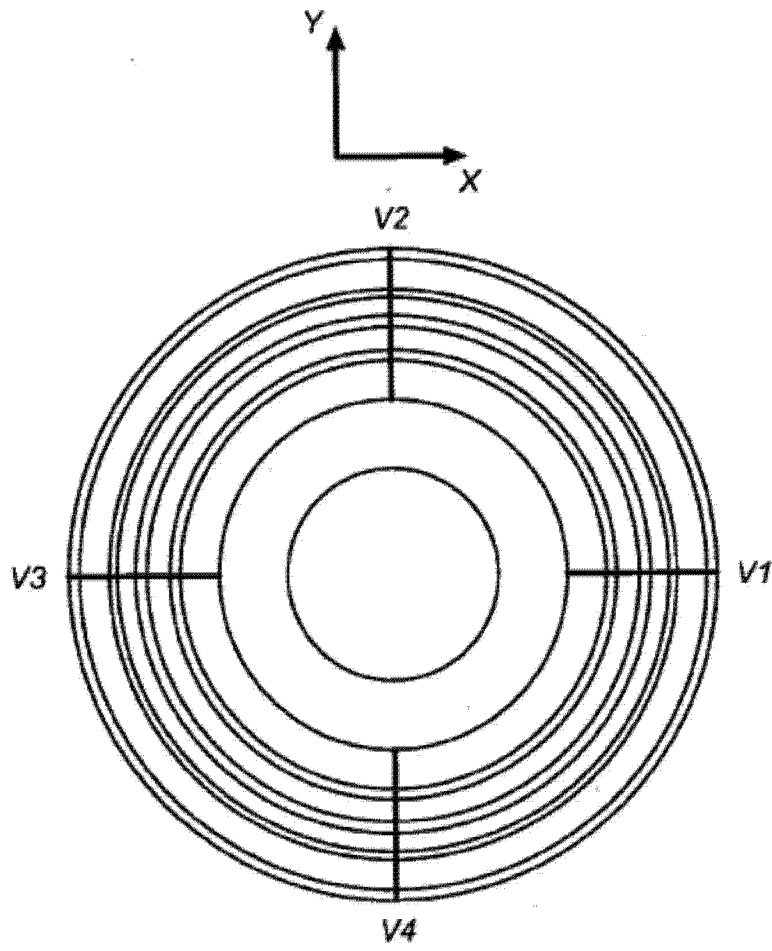


图 4A

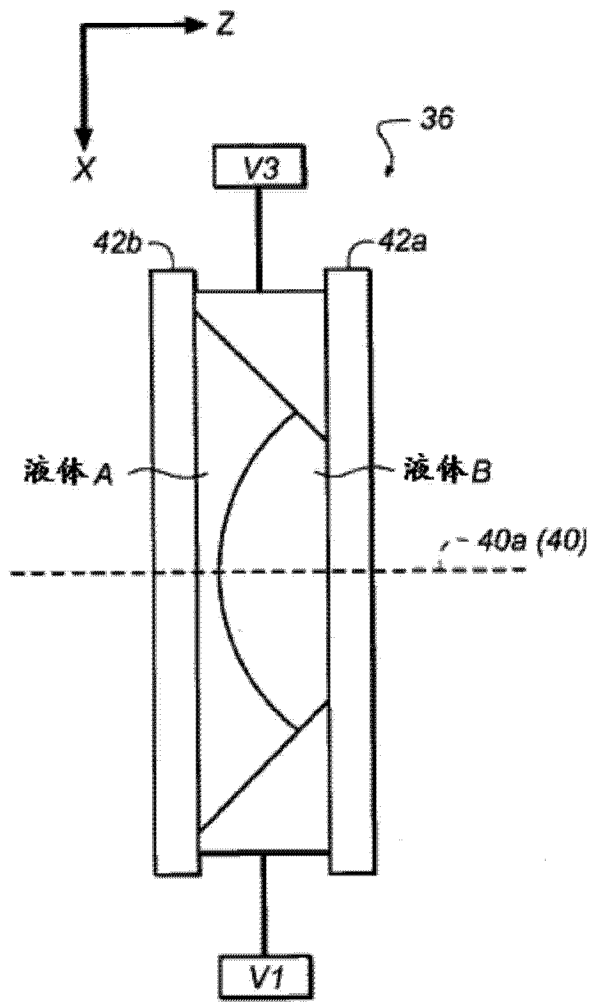


图 4B

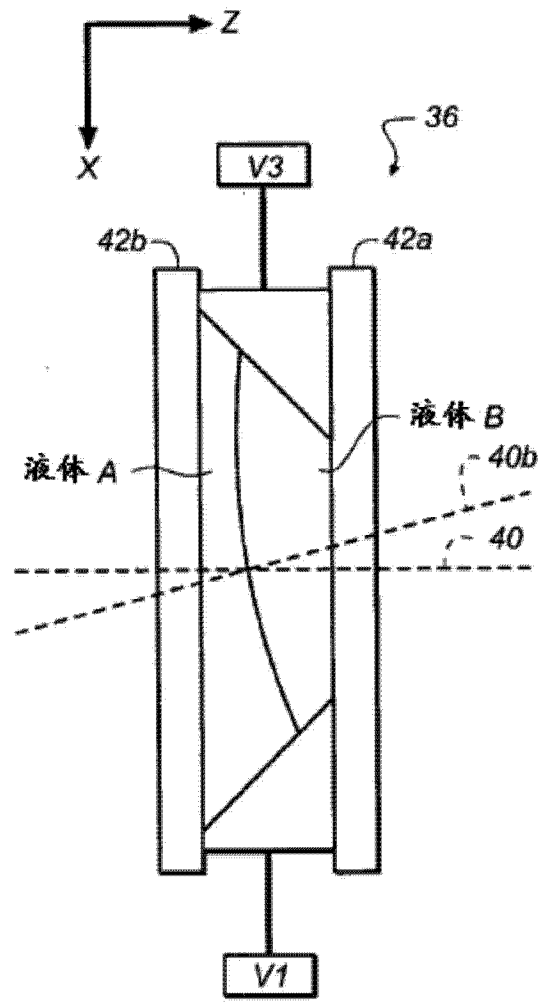


图 4C

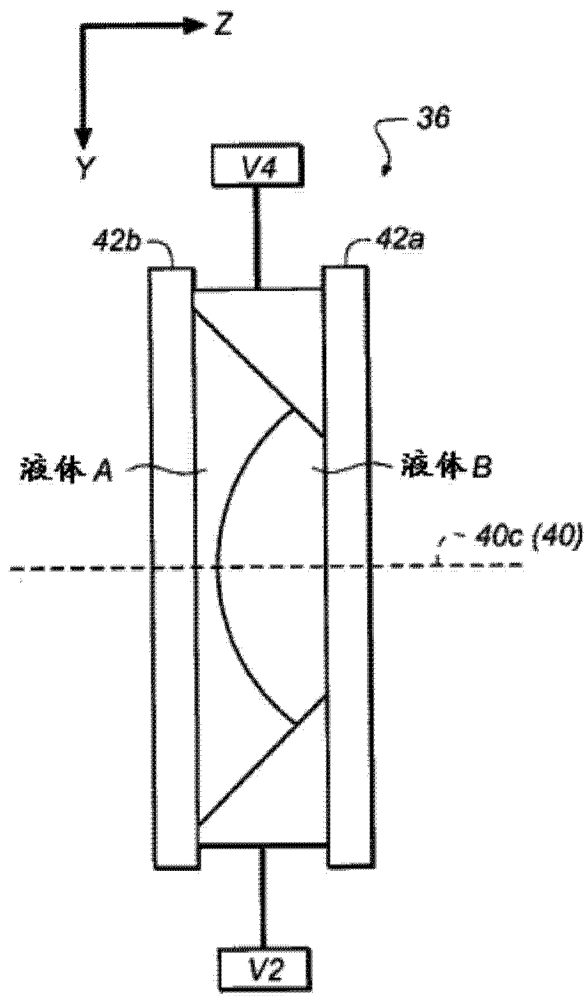


图 4D

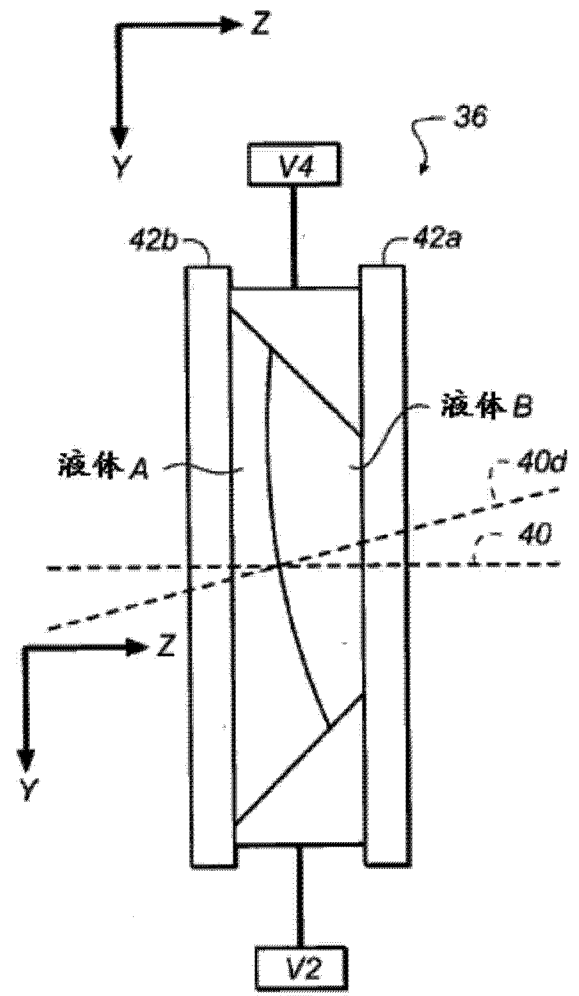


图 4E

专利名称(译)	具有用于图像稳定的液体透镜的口腔内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">CN103607942A</a>	公开(公告)日	2014-02-26
申请号	CN201180069842.7	申请日	2011-04-08
[标]申请(专利权)人(译)	卡尔斯特里姆保健公司		
申请(专利权)人(译)	卡尔斯特里姆保健公司		
当前申请(专利权)人(译)	卡尔斯特里姆保健公司		
[标]发明人	Z 刘 J M 英格尔斯 T 王 X 于 J 张		
发明人	Z.刘 J-M.英格尔斯 T.王 X.于 J.张		
IPC分类号	A61B1/04 G02B3/12 H04N5/232		
CPC分类号	A61B1/0019 A61B1/042 A61B1/24 A61B5/0088 H04N2005/2255 H04N5/2328 G02B3/14 G02B26/004		
代理人(译)	唐立 王忠忠		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种口腔内窥镜(10)包括成像系统(12)、成像传感器(16)和图像稳定装置(14),其包括液体透镜(36)、透镜驱动元件(38)、微处理器(34)和运动传感器(32)。运动传感器(32)提供指示窥镜移动的运动信号。可调节液体透镜(36)具有第一不混溶液体与第二不混溶液体之间的界面且可被致动以响应第一对电极处的第一调节信号而相对于第一轴且响应第二对电极处的第二调节信号而相对于第二轴改变折射。微处理器(34)响应用于从运动传感器(32)获得运动信号的储存指令并且与透镜驱动元件(38)通信用来提供第一和第二调节信号到可调节液体透镜(36)。

