



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102089680 B

(45)授权公告日 2016.08.17

(21)申请号 200980126723.3

(22)申请日 2009.07.03

(30)优先权数据

08160097.5 2008.07.10 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2011.01.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2009/052900 2009.07.03

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2010/004493 EN 2010.01.14

(73)专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 S·凯珀 B·H·W·亨德里克斯

N·米哈洛维克

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 龚海军 刘鹏

(51)Int.Cl.

G02B 3/14(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

(56)对比文件

US 4930861 A,1990.06.05,全文.

US 6476979 B1,2002.11.05,全文.

US 2004/0218283 A1,2004.11.04,全文.

WO 2006/037772 A1,2006.04.13,全文.

US 2007/0156021 A1,2007.07.05,全文.

CN 101156767 A,2008.04.09,全文.

审查员 王建良

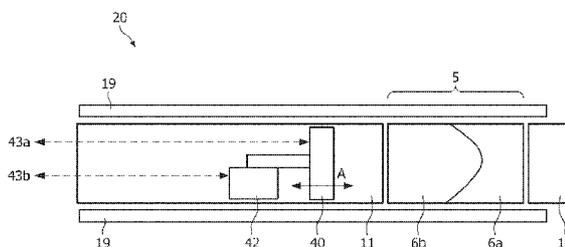
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

光学图像探测器

(57)摘要

本发明涉及光学图像探测器(20),该探测器特别地适合于小型应用,例如体内应用。流体透镜(5)置于外壳(19)内,该流体透镜具有可改变的光焦度。图像收集器(40)置于外壳内,该收集器设置在流体透镜的光路上,该收集器可通过致动器(42,70,80,90)而以各种方式沿着所述光路移位。高度有利的是获得一种紧凑的光学图像探测器,并且其同时具有高缩放因子。由于图像收集器的可能的移位和流体透镜的可改变的光焦度以及这两个元件之间的协作,有可能获得具有宽动态范围的缩放因子、具有令人满意的聚焦特性的紧凑的内窥镜。



1. 一种光学图像探测器(20),包括:
 - 外壳(19),
 - 置于该外壳的末端部分处的流体透镜(5),该流体透镜具有可改变的光焦距,以及
 - 置于该外壳内的图像收集器(40),该图像收集器设置在该流体透镜的光路上,其中该流体透镜(5)的光焦距范围与该图像收集器(40)的聚焦范围彼此匹配,并且该图像收集器可通过致动器(42,70,80,90)而沿着所述光路移位以增大有效缩放因子。
2. 依照权利要求1的光学图像探测器,其中该流体透镜(5)在光学上被设置为用于对该光学图像探测器(20)之前的感兴趣的区域成像。
3. 依照权利要求1的光学图像探测器,其中该流体透镜(5)在光学上被设置为用于对邻近该光学图像探测器(20)的感兴趣的区域成像。
4. 依照权利要求1的光学图像探测器,其中该光学图像探测器(20)具有由最大光焦距和最小光焦距限定的该流体透镜(5)的光焦距范围,该光学图像探测器在光学上设置成使得可移位图像收集器(40)的相应聚焦位置范围允许在所述光焦距范围的相当大的部分上聚焦该光学图像探测器。
5. 依照权利要求1或4的光学图像探测器,其中具有流体透镜(5)的光焦距以及该图像收集器(40)的相应聚焦位置的光学图像探测器(20)具有至少为2的有效缩放因子。
6. 依照权利要求1或4的光学图像探测器,其中具有流体透镜(5)的光焦距以及该图像收集器(40)的相应聚焦位置的光学图像探测器(20)具有至少为2.5的有效缩放因子。
7. 依照权利要求1或4的光学图像探测器,其中具有流体透镜(5)的光焦距以及该图像收集器(40)的相应聚焦位置的光学图像探测器(20)具有至少为3.0的有效缩放因子。
8. 依照权利要求1或4的光学图像探测器,其中具有针对该流体透镜的光焦距的两个位置以及该图像收集器的两个相应聚焦位置的光学图像探测器具有1至4区间内的有效缩放因子。
9. 依照权利要求1或4的光学图像探测器,其中具有针对该流体透镜的光焦距的两个位置以及该图像收集器的两个相应聚焦位置的光学图像探测器具有1.5至3区间内的有效缩放因子。
10. 依照权利要求1或4的光学图像探测器,其中具有针对该流体透镜的光焦距的两个位置以及该图像收集器的两个相应聚焦位置的光学图像探测器具有1.5至2.5区间内的有效缩放因子。
11. 依照权利要求1的光学图像探测器,其中该流体透镜(5)包括通过弯月面分开的至少两种不相溶流体(6a,6b)。
12. 依照权利要求11的光学图像探测器,其中该流体透镜(5)中的弯月面的形状能够通过将流体泵入或泵出容纳该流体的流体容器来改变。
13. 依照权利要求11的光学图像探测器,其中该流体透镜(5)是包括两种不相溶流体(6a,6b)的电润湿透镜。
14. 依照权利要求13的光学图像探测器,其中该电润湿透镜(5)具有非对称电极配置(7,8),以便允许所述两种不相溶流体(6a,6b)之间形成的弯月面倾斜。
15. 依照权利要求1的光学图像探测器,其中所述致动器是电磁致动器,该电磁致动器包括:

- 致动器外壳(19),
- 相对于该外壳可移动地设置的从动构件(72,73),
- 预加载装置(75,76),用于在该致动器外壳与该从动构件之间提供法向力,从而使由该法向力引起的该致动器外壳与该从动构件之间的摩擦力(FRIC)必须被克服以便引起该外壳与该从动构件之间的相对移动,
- 驱动装置(71),用于克服所述摩擦力并且相对于该致动器外壳驱动该从动构件。

16. 依照权利要求1的光学图像探测器,其中所述致动器是压电致动器(80)或者气动致动器或液压致动器(90)。

17. 依照权利要求1的光学图像探测器,其中所述光学图像探测器形成内窥镜、导管、针或者活检针的一部分。

18. 一种光学成像系统,该系统包括:

- 光源(LS),
- 样本臂(30),其光学耦合到该光源,该样本臂在其远端具有依照权利要求1的光学图像探测器(20),以及
- 成像显示设备(IDD),其耦合(C)到该光源(LS)和该样本臂(30)。

19. 一种用于执行光学成像的方法,该方法包括:

- 提供外壳(19),
- 提供置于该外壳的末端部分处的流体透镜(5),该流体透镜具有可改变的光焦度,以及
- 将图像收集器(40)置于该外壳内,该图像收集器设置在该流体透镜的光路上,其中该流体透镜(5)的光焦度范围与该图像收集器(40)的聚焦范围彼此匹配,并且该图像收集器可通过致动器(42,70,80,90)而沿着所述光路移位以增大有效缩放因子。

光学图像探测器

技术领域

[0001] 本发明涉及光学图像探测器,该探测器特别地适合于小型应用,例如体内应用。本发明还涉及具有所述光学图像探测器的相应成像系统以及相应的用于成像的方法。

背景技术

[0002] 为了正确地诊断各种疾病,经常进行活检。这可以通过内窥镜的管腔或者通过穿刺活检来实现。为了找到进行活检的正确位置,使用了各种成像模式,例如X射线、MRI和超声。在例如前列腺癌的情况下,在大多数情况下,由超声引导活检。尽管有所帮助,但是这些引导方法远不是最佳的。分辨率是有限的,并且此外这些成像模式在大多数情况下不能区分良性和恶性组织。结果,医师并不确切地知道从组织的正确部分进行活检。因此,医师几乎进行盲活检,并且即使在检查组织之后没有检测到癌细胞,也并不确切地知道仅仅是进行活检的正确位点被错过。

[0003] 为了改进活检过程,需要在进行活检之前直接检查活检位置。实现这点的一种方式是在该位置处的显微镜检查,例如内窥镜检查。

[0004] 考虑通过内窥镜检查执行全面而快速的成像的需要,对于许多应用而言重要的是具有缩放的可能性。然而,由于空间相当有限的原因,对于围绕透镜的机械装置而言这是困难的。基于变焦流体透镜的缩放透镜具有在透镜周围没有附加的消耗空间的机械部分的优点。可以依照美国专利7126903B2(变焦透镜)中描述的原理制成可切换透镜,该文献通过引用全部合并于此。在该参考文献中,描述了可以如何制成具有最小可能外直径的变焦透镜。该透镜具有以下缺陷:由于流体透镜可以达到的屈光度变化有限,仅仅可以实现特定的缩放因子。

[0005] 因此,改进的光学图像探测器将是有利的,并且特别地更高效和/或可靠的探测器将是有利的。

发明内容

[0006] 因此,本发明优选地寻求单独地或者以任何组合地缓解、减轻或者消除上述缺点中的一个或多个。特别地,可以将本发明的一个目的看作是提供一种以紧凑的方式获得相对高的缩放因子而解决上述现有技术问题的光学图像探测器。

[0007] 在本发明的第一方面中,该目的和若干其他目的是通过提供一种光学图像探测器来实现的,该光学图像探测器包括:

[0008] - 外壳,

[0009] - 置于外壳末端部分处的流体透镜,该流体透镜具有可改变的光焦度,以及

[0010] - 置于外壳内的图像收集器,该收集器设置在流体透镜的光路中,该收集器可通过致动器而沿着所述光路移位。

[0011] 本发明特别地但不排他性地有利于获得一种紧凑的光学图像探测器并且其同时具有高缩放因子。由于图像收集器的可能的移位和流体透镜的可改变的光焦度以及这两个

元件之间的协作,有可能获得一种具有宽动态范围的缩放因子、具有令人满意的聚焦特性的紧凑的内窥镜。

[0012] 为了能够缩放,可以因而利用流体透镜改变探测器的透镜系统的有效焦距(即缩放)并且使用图像收集器的移位使透镜系统聚焦。这可以同时地、连续地(以两种顺序)或迭代地或者以其任意组合地执行。这种缩放方式结合了两方面的优点:流体透镜只需在小范围上切换,大的移位可以通过机械地连接到图像收集器的致动器实现,并且与该致动器被设计成紧邻或者围绕透镜元件(这将增加内窥镜直径)时相比,该致动器因而可以占用相对较少的侧向空间。

[0013] 总体而言,本发明利用可移位地设置在自流体透镜的光路上的图像收集器来实现,但是本领域技术人员应当理解的是,图像收集器及其移位特别地可以是一个或多个光纤;可以应用用于将图像传输到外部的一个或多个中继透镜,或者图像传感器(即能够将光学信号转换成电信号的传感器)。

[0014] 具有两个流体透镜的能够缩放的光学系统(例如照相机)可以在光学系统的侧向方向上消耗相对少量的空间,但是会具有相对低的缩放因子。具有两个可移位透镜的能够缩放的光学系统可以具有高缩放因子,但是通常在光学系统的侧向方向上消耗相当大的空间。因此,依照本发明的具有可移位图像收集器或图像传感器和流体透镜的光学图像探测器可以具有高缩放因子并且在侧向方向上是紧凑的。

[0015] 另一个优点是避免了缩减具有可移动透镜的系统的困难(对于小直径内窥镜而言)。这种系统包含两个小电机和若干细滑动杆。小电机制造困难且昂贵并且该系统难于组装。在我们的发明中,只需一个小电机。而且,该电机可以稍大于透镜移位电机,因为与邻近透镜相比,在图像收集器之后存在更多空间。

[0016] 应当提及的是,日本专利申请JP2006271503公开了一种内窥镜光学系统,其中尤其通过在保持成像透镜固定的同时使图像传感器移位来降低由于图像传感器的分辨率有限而引起的量化误差。然而,该光学内窥镜仅仅预期用于聚焦而不是缩放。此外不能显而易见的是,这些措施可能导致如本发明所获得的高缩放因子。因此,JP2006271503中公开的内窥镜光学系统对于本发明并不特别相关。

[0017] 在一个实施例中,流体透镜可以在光学上被设置为用于对探测器之前的感兴趣的区域成像。可替换地或者附加地,流体透镜可以在光学上被设置为用于对邻近探测器的感兴趣的区域成像。

[0018] 有益的是,所述探测器可以具有由最大光焦度(全局地或局部地)和最小光焦度(全局地或局部地)限定的流体透镜的光焦度范围,该探测器可以在光学上设置成使得可移位图像收集器的相应聚焦位置范围允许在所述光焦度范围的相当大的部分上聚焦该探测器。因此,流体透镜光焦度范围和图像收集器范围的聚焦范围可以彼此匹配。在本文中,“相当大的部分”可以表示至少70%、80%或者90%。措辞“允许聚焦”表示对于给定目的和应用的对焦。图像是否“对焦”常规上可以例如通过边缘检测、通过傅立叶变换(FT)信号的高频分析或者其他可获得的或可使用的聚焦技术来确定。

[0019] 当利用具有两个流体透镜和没有可移动透镜的透镜系统缩放时,流体透镜必须改变透镜系统的焦距以及保持图像对焦在图像传感器上。通常,保持图像对焦在图像传感器上的要求需要比焦距变化所需的光焦度变化更多的光焦度变化。该聚焦要求因此限制了最

大可实现缩放因子。然而,当该聚焦通过使图像传感器移动来实现时,上面的限制被移除,并且更大的缩放因子变得可能。

[0020] 更特别地,所述探测器可以具有流体透镜的光焦度以及图像收集器的相应聚焦位置,有效缩放因子至少为2,优选地至少为2.5,或者更优选地至少为3.0。术语“缩放因子”应当被理解为焦距变化的比率。其他最小值可以是1.6或1.8,或者可替换地为3.5、4.0。

[0021] 可替换地,具有针对流体透镜的光焦度的两个位置以及图像收集器的两个相应聚焦位置的探测器可以具有1至4区间内、优选地1.5至3区间内或者更优选地1.5至2.5区间内的有效缩放因子。新的设计或液体组合可以给出高得多的缩放因子。因此,这些区间可替换地可以为1至5、1至6、2至5或2至6。

[0022] 典型地,所述流体透镜可以包括通过弯月面分开的至少两种不相溶流体。在一个实施例中,流体透镜中的弯月面的形状可以通过将流体泵入或泵出流体容器来改变,以便提供易于实现且避免探测器中的电气布线的设计。在另一个实施例中,所述流体透镜可以是包括两种不相溶流体的电润湿透镜。更特别地,该电润湿透镜可以具有非对称电极配置,以便允许所述两种不相溶流体之间形成的弯月面倾斜,使得光学探测器可以通过操纵该弯月面而重新定位成像区域。

[0023] 所述致动器可以是电磁致动器,该电磁致动器包括:致动器外壳;相对于该外壳可移动地设置的从动构件;预加载装置,用于在致动器外壳与从动构件之间提供法向力,从而由法向力引起的致动器外壳与从动构件之间的摩擦力必须被克服以便引起外壳与从动构件之间的相对移动;驱动装置,用于克服所述摩擦力并且相对于致动器外壳驱动从动构件。该致动器具有以下优点:仅仅在移位期间而不是固定位置期间需要能量。有关这种所谓的摩擦步进机的进一步的细节可以在W02006/117715中找到,该文献通过引用全部合并于此。

[0024] 可替换地,用于使图像收集器移位的致动器可以是压电致动器。在另一个实施例中,所述致动器可以是气动或液压致动器,即将流体压力转换成相应的移位的致动器,例如波纹管。这具有以下特定优点:避免了电气布线和电磁体的使用。当例如在用于体内检查的光学探测器的高压灭菌期间加热时,电线可能会受到负面影响。类似地,磁体。

[0025] 优选地,所述探测器可以形成用于体内应用的内窥镜、导管、针或者活检针的一部分,尽管本发明并不限于这些应用。

[0026] 在第二方面中,本发明涉及一种光学成像系统,该系统包括:

[0027] - 光源(LS),

[0028] - 样本臂,其光学耦合到光源,该样本臂在其远端具有依照发明第一方面的光学图像探测器,以及

[0029] - 成像显示设备(IDD),其耦合(C)到光源(LS)和样本臂。

[0030] 在第三方面中,本发明涉及一种用于执行光学成像的方法,该方法包括:

[0031] - 提供外壳,

[0032] - 提供置于外壳末端部分处的流体透镜,该流体透镜具有可改变的光焦度,以及

[0033] - 将图像收集器置于外壳内,该收集器设置在流体透镜的光路上,该收集器可通过致动器而沿着所述光路移位。

[0034] 本发明的第一、第二和第三方面中的每一个都可以与任何其他方面结合。本发明的这些和其他方面根据以下描述的实施例将是清楚明白的,并且将参照这些实施例进行阐

述。

附图说明

- [0035] 现在,将仅通过实例的方式参照附图解释本发明,在附图中
- [0036] 图1为依照本发明的光学图像探测器的示意性截面图,
- [0037] 图2为依照本发明的光学图像探测器的另一示意性截面图,
- [0038] 图3为依照本发明的光学成像系统的示意图,
- [0039] 图4示出了通过依照本发明的光学图像探测器的光路的仿真,
- [0040] 图5为示出可以如何通过流体透镜改变焦点的图,
- [0041] 图6为依照本发明的光学图像探测器中的流体透镜的示意性截面图,
- [0042] 图7为用于使依照本发明的图像传感器移位的电磁致动器的截面图,
- [0043] 图8为用于使依照本发明的图像传感器移位的压电致动器的截面图,
- [0044] 图9为用于使依照本发明的图像传感器移位的压力驱动致动器的截面图,
- [0045] 图10为依照本发明的方法的流程图,以及
- [0046] 图11为由两个透镜制成的缩放透镜的示意图。

具体实施方式

[0047] 图1为依照本发明的光学图像探测器20的示意性截面图。图像探测器20包括包围并且保护该探测器的内部的外壳19。流体透镜5置于外壳19的末端部分处。流体透镜5具有可改变的光焦度,即该透镜的焦深可以根据需要改变。流体透镜5包括在界面弯月面上分开的至少两种不相溶流体6a和6b。可切换透镜可以依照美国专利7126903B2(变焦透镜)中描述的原理制造,该文献通过引用全部合并于此。在该参考文献中,描述了可以如何制成具有最小可能外直径的变焦透镜。这种小直径透镜通过将两种不相溶液体放置在具有上面的疏水性涂层和绝缘层的短管中而获得。这两种液体具有不同的折射率并且因而它们之间的弯月面形成透镜。通过改变弯月面的曲率,可以改变透镜的光焦度。容器也可以是非圆柱形的,例如锥形,如国际专利申请W000/58763中所描述的,该文献通过引用全部合并于此,并且其中可以找到有关各种形状以及如何制成这些形状的进一步的细节。

[0048] 在流体透镜5的前面,放置了另一透镜10。透镜10也可以用没有光焦度的窗口替换,但是通常流体透镜与附加的光学器件协同工作。

[0049] 图像传感器40放置在外壳内,该传感器设置在流体透镜的光路上,即流体透镜5之后,从而由流体透镜5和透镜10捕获的光可以被图像传感器40检测到。图像传感器40通过致动器42可移位地沿着所述光路设置。因此,如图1中箭头A所示,图像传感器40可以在探测器20内移动特定范围,以便有利于要成像到探测器20外部的区域或对象(图1中未示出)的充分聚焦。

[0050] 此外,如图1中虚线箭头43a所示,图像传感器40(例如电荷耦合器件(CCD)或者互补金属氧化物半导体(CMOS)或者本领域技术人员容易获得的其他图像传感器)连接到探测器的外部,即用于供电、监视、控制、输出等等。应当提及的是,图像传感器也可以是可移位地设置在流体透镜5之后的一个或多个光纤,所述一个或多个光纤在光学上被设置用于将图像传输到相应的图像传感器。然而,对于本说明书的其余部分,讨论了图像传感器及其移

位,但是本领域技术人员应当清楚的是,等效于一个或多个光纤,可以应用一个或多个中继透镜将图像传输到外部,因为本发明总的说来涉及图像收集器的移位。

[0051] 区域11表示图像传感器40与流体透镜5之间的区域。区域1可以是空的,但是若干透镜和其他光学部件也可以放置在那里。在图4中,透镜置于区域11中。在图6中,光纤1存在于区域11中。

[0052] 类似地,致动器43连接到探测器20的外部以用于供电和控制,如箭头43b所示。在图1中,图像传感器40通过杆连接到致动器42,该杆可通过致动器42而移位,但是一旦本发明的总的原理被认识,其他致动器配置当然对于本领域技术人员也是容易获得的。

[0053] 在图1中,探测器20以及特别是流体透镜5在光学上被设置用于对探测器之前的感兴趣的区域成像。

[0054] 图2为依照本发明的光学图像探测器20的另一示意性截面图。图2与图1类似,但是不同之处在于,流体透镜5在光学上被设置用于对邻近探测器20的感兴趣的区域成像。为了清楚起见,省略了一些元件,例如外壳19。因此,光沿着光路OP进入探测器侧面。探测器20与镜21一起,可以在图像传感器40上检测光。可以设想的是,前面检测(即图1)和侧面检测(比如图2)的组合是可能的。可能的是,可以例如在依照本发明的光学探测器20的拐角部分应用具有一定曲率的流体透镜。

[0055] 图3为依照本发明的光学成像系统的示意图。该系统包括光源LS,其可以放置在后面的位置,如图3中所示,或者嵌入到光学探测器20本身之中或者其附近。样本臂30可以光学耦合到光源LS,并且光或者更一般地,照明辐射可以通过适当的光学传导借助于样本臂30被引导到探测器20。样本臂30在其远端具有依照本发明的光学图像探测器20。在探测器20的后面,用于处理和显示图像的成像显示设备IDD可以通过耦合单元C与光源LS和样本臂30耦合。

[0056] 图4示出了通过依照本发明的光学图像探测器20的光路的仿真。由于空间有限的原因,在内窥镜中利用围绕透镜的机械装置实现缩放是困难的。基于流体透镜的缩放透镜具有在透镜周围没有附加机械部分的益处。这具有以下缺陷:由于可以由流体透镜达到的屈光度变化有限,只能实现特定缩放因子。为了仍然能够缩放,可以利用单个流体透镜5改变透镜系统的焦距(即缩放)并且使用图像传感器40的移位使系统对焦。在图4中示出了一种设计,其中缩放因子为1.6x,图像传感器对角直径为3.264mm,焦距在所谓的长焦(tele)配置中为3.46mm(图4的上面)并且在广角(wide)配置(图4的下面)中为2.09mm。光阑(stop)直径为0.88mm。在该设计中,图像传感器40必须移位3.3mm。1.6的该缩放因子所需的液体透镜的切换范围小于其最大范围。如果使用全程,那么更高的缩放因子是可能的。调制传递研究的模型仿真表现了令人满意的结果,即宽频率范围上的相对较高的传递。

[0057] 为了证明与包括两个流体透镜的系统相比,包括流体透镜和可移动的传感器的系统可以达到更大的缩放因子,我们考虑图11中所示的缩放透镜系统。它由在广角缩放配置中具有焦距 f_1 和 f_2 以及在长焦缩放配置中具有焦距 f_1' 和 f_2' 的两个透镜的系统组成。这两个透镜分开距离 d_1 。第二透镜与图像传感器之间的距离为 d_2 。整个系统的焦距在广角配置中为 F ,并且在长焦配置中为 F' 。因此,缩放因子由 F/F' 给出。图像传感器的尺寸为 S 。透镜系统的光阑放置在所述两个透镜之间。根据近轴计算,我们可以导出两个透镜的焦距 f_1 和 f_2 通过下式与整个系统的焦距 F 有关

$$[0058] \quad \text{广角: } f_1 = \frac{d_1}{1 - \frac{d_2}{F}} \text{ 并且 } f_2 = \frac{d_1 d_2}{d_1 + d_2 - F}, \quad (1)$$

$$[0059] \quad \text{长焦: } f_1' = \frac{d_1}{1 - \frac{d_2}{F'}} \text{ 并且 } f_2' = \frac{d_1 d_2}{d_1 + d_2 - F'} \quad (2)。$$

[0060] 作为一个实例,考虑 $d_1=5\text{mm}$ 并且 $d_2=5\text{mm}$ 的情况。令流体透镜的切换范围由 $|f_1| > 6\text{mm}$ 和 $|f_2| > 6\text{mm}$ 限制。在这种情况下,可能的焦距范围变化为 $5.83\text{mm} < F < 14.17\text{mm}$,导致缩放因子为2.43。该范围由对于 f_2 的约束限制。当我们考虑其中第二透镜被 $f_2=-2\text{mm}$ 的固定透镜以及可以在 $2\text{mm} < d_2 < 20\text{mm}$ 之间移位的图像传感器代替的情况时,我们发现焦距 F 可以在 $12.0\text{mm} < F < 75.0 \text{ mm}$ 之间变化,表现出缩放因子为6.25。

[0061] 图5为示出如何通过流体透镜5改变焦点的图,因此图5示出了依照本发明的光学图像探测器20的两个示意性截面图,其具有流体透镜5的两种不同的光焦度设置。透镜5可以包括左边的水相6b和右边的油相6a。

[0062] 在顶部视图中,流体界面的弯月面朝油相弯曲,导致图5顶部视图中所示的焦点 F_P 。类似地,在底部视图中,流体界面的弯月面朝水相弯曲,导致图5底部视图中所示的另一焦点 $F_{P'}$,该焦点因而朝透镜10移动并且图像传感器40也移位进一步远离透镜5以便允许聚焦。因此,光学图像探测器20的应用有利于操纵焦点 F_P ,特别地以便实现通过图像传感器40的移位以充分的聚焦成像。

[0063] 图6为依照本发明的光学图像探测器20中的流体透镜5的示意性截面图。图6为依照本发明的具有非对称电极配置的光学图像探测器的示意性截面图,其中标注1标记到流体透镜的光纤连接,即光纤1放置在区域11中。为了最小化光纤外耦合损耗,必须确保第一流体6b的折射率和光纤1的核心的折射率尽可能接近。当光纤(特别是包层)的末端部分是n型掺杂的从而变得电气活跃(例如通过结合充分数量的砷、磷或者另一V族元素)时,可以移除电极4。在这种情况下,底部电极4的接触可以出现在光纤的外部。

[0064] 第二流体6a应当具有与第一流体6b相比不同的折射率,以便在两种液体之间的弯月面弯曲时允许透镜动作。所述两种液体要求是不相溶的以获得稳定的弯月面。通过适当选择这两种液体之间的表面张力以及腔体的几何结构(圆柱形或锥形),可以获得凹和凸透镜动作。

[0065] 7和8所示的侧面上的电极可以是一系列电极,即超过这里为了简单起见绘出的两个电极,其在透镜的周界上等距地隔开。为了防止短路,侧面电极不一直延伸到底部电极4,如分别在电极4与电极7和8之间的黑色液体所示。通过在所有电极上施加相同的电压,可以作为一种特殊情况而获得球形弯月面。然而,通过这些电极之间的适当电压差,可以根据需要倾斜弯月面的平面。这将导致透镜焦点的方向性,从而允许例如外科医生关注不在透镜系统正前方的对象。这种倾斜弯月面也将允许外科医生在体内检查期间照射角落四周。由于围绕两种流体6a和6b放置的有限数量电极的原因,不可能有完美倾斜的弯月面。因此,将在一定程度上引入像差和波前误差。

[0066] 最后,将光学透明的覆盖层9置于透镜顶部上以便防止液体泄漏出液体透镜5。邻近覆盖层9,放置了高NA透镜10。可能的是,可以将层9和透镜10组合成同一相同的实体。

[0067] 图7为用于使依照本发明的图像传感器移位的电磁致动器70的截面图。因此,致动器70是图1和图2中所示的更一般的致动器42的特定致动器。需要移动图像传感器40的致动器应当足够小以装配在内窥镜内并且足够强以使图像传感器40移位。此外,这种致动器的自制动特性将是非常有用的,因为无需能量用于将图像传感器40维持在希望的聚焦位置处。

[0068] 一种这样的致动器是电磁致动器,所谓的摩擦步进机(friction stepper)。具有图像传感器40的该致动器70示于图7中。致动器70包括放置在两个线圈71中的磁体。为了将图像传感器40连接到磁体73,磁体73、磁体保持器72和传感器40可以如图7中所示彼此固定。保持器72应当由具有接近1的相对磁导率的材料(例如塑料)制成。此外,一侧的磁体保持器72、磁体73、图像传感器40与另一侧的线圈71之间不存在接触。磁体支撑物75、线圈71和含铁(ferric)构件76彼此固定,参见图7。

[0069] 当没有电流I流经线圈时,由于磁体73与含铁构件76之间的磁引力 F_m 的原因并且由于磁体保持器72与磁体支撑物75之间的摩擦力 F_{FRIC} 的原因,磁体73相对于线圈71和钢板76静止不动。接下来,如果电流流经线圈71,则出现驱动力 F_d ,并且图像传感器40可以根据经过线圈71的电流而向右或向左方向移动。为了使图像传感器40以小的步幅移动,应当将电流脉冲施加到线圈71。

[0070] 为了检查这种解决方案的可行性,已执行了磁场的Opera 3D仿真。假设可以将致动器40放置到具有3mm内直径的管中,并且在没有图像传感器的情况下致动器的长度为10mm。此外,致动器的移动部分(图像传感器40、磁体73和磁体保持器72)的质量为0.25g。为了没有因3G冲击而引起的移动部分的移动,引力 F_m 应当大于0.036N并且驱动力 F_d 应当高于0.01N。依照Opera 3D仿真,仿真的致动器的引力为 $F_m \in [0.046N, 0.051N]$ 以及 $F_d \in [0.080N, 0.087N]$ 。因此,仿真的致动器70可以用于使图像传感器40移动。

[0071] 有关所谓的摩擦步进机的进一步的细节可以在国际专利申请W02006/117715中找到,其中致动器包括:外壳;相对于该外壳可移动地设置的从动构件;与从动构件和含铁构件关联的磁体,用于提供从动构件与含铁构件之间的磁引力以提供外壳与从动构件之间的法向力 F_n ,使得由该法向力引起的外壳与从动构件之间的摩擦力必须被克服以便引起外壳与从动构件之间的相对移动;以及磁驱动系统,用于克服所述摩擦力并且相对于外壳驱动从动构件。预加载装置可以包括与从动构件和含铁构件关联的用于提供从动构件与含铁构件之间的磁引力的磁体,其中磁引力基本上等于法向力。

[0072] 电磁致动器80可以有益地如美国专利5399952中所公开的结合移位位置来实现,该文献通过引用全部合并于此。该致动器(即电磁驱动系统)包括电机,该电机具有可沿着移动轴相对于第二电机部分移动的第一电机部分。第二电机部分具有三个激励线圈。第一电机部分包括在激励线圈中产生磁场的磁路。第一电机部分也包括用于仅仅高频感应电流的短路绕组。该短路绕组磁性耦合到激励线圈。至少一个激励线圈的电磁耦合的程度取决于第一电机部分相对于第二电机部分的位置。短路绕组提供了中心激励线圈与两个外部激励线圈之间的位置相关的电磁耦合。该位置相关的耦合可以通过对于中心线圈将高频检测信号叠加到激励系统上并且通过检测两个外部线圈中由高频检测信号感应的电流来检测。

[0073] 图8为用于使图像传感器40移位的压电致动器80的截面图。致动器80包括压电元

件82和驱动轴81。压电元件82在一侧(在图8中为右端)连接到固定位置(即图8中的致动器支撑物83)并且在另一侧连接到驱动轴81。在驱动轴81的右端,移动元件通过摩擦力FRIC固定(夹紧)到驱动轴并且图像传感器40固定到移动元件。为了使具有图像传感器40的移动部分移动一步,可以将如图8中右上部分所示的波形施加到如实箭头所示的压电元件。该步进信号包括缓慢增大和快速降低的电压或者包括快速增大和缓慢降低的电压。移动部分在该信号的缓慢降低(增大)部分期间相对于固定位置83移动一步,并且其在该信号的快速降低(增大)部分期间相对于驱动轴81移动一步。然而,在信号的快速变化期间,由于移动部分的惯性的原因,移动部分实际上不相对于固定坐标框架移动。

[0074] 图9为用于使依照本发明的图像传感器40移位的压力驱动致动器90的截面图。波纹管为具有弹簧状壁的空心圆柱。它可以在流体压力(即受压的气体或液体)的影响下改变其长度。流体压力可以通过空心管92施加。管中的压力可以适配在探测器或内窥镜20的后部(backside),因而当应用于体内时所述压力在体外。压力的增大将扩展波纹管90,导致如实箭头A所示向左移动。压力的降低将使图像传感器40移向右边。附加的杆或凹槽可以防止传感器倾斜。所述传感器可以沿着这些杆或凹槽滑动。同样可能的是将传感器附接到围绕波纹管安装或者安装在内窥镜外壁19内部的滑动圆柱91。压力可以以各种方式施加,例如通过挤压管92的柔性末端部分来施加。该(机电)挤压元件无需小型化,因为它处于体外的内窥镜部分中。此外,有可能通过柔性膜将管内的流体与内窥镜20外部的空气加压器件95连接。

[0075] 图10为依照本发明的方法的流程图。该方法包括

[0076] - S1 提供外壳19,

[0077] - S2 提供置于外壳末端部分处的流体透镜5,该流体透镜具有可改变的光焦距,以及

[0078] - S3 将图像收集器40置于外壳内,该收集器设置在流体透镜的光路上,该收集器可通过致动器42、70、80或90而沿着所述光路移位。

[0079] 本发明可以以任何适当的形式实现,包括硬件、软件、固件或者这些的任意组合。本发明或者本发明的一些特征可以实现为运行在一个或多个数据处理器和/或数字信号处理器上的计算机软件。本发明的实施例的元件和部件可以在物理上、功能上和逻辑上以任何适当的方式实现。事实上,所述功能可以在单个单元中、在多个单元中或者作为其他功能单元的一部分而实现。同样地,本发明可以在单个单元中实现,或者可以在物理上和功能上分布在不同单元和处理器之间。

[0080] 尽管已经结合详细描述的实施例描述了本发明,但是本发明并非旨在限于本文阐述的特定形式。相反地,本发明的范围仅由所附权利要求限制。在权利要求中,措词“包括”并没有排除存在其他的元件或步骤。此外,尽管各个特征可以包括于不同的权利要求中,但是这些特征可能可以有利地加以组合,并且包括于不同的权利要求中并不意味着各个特征的组合不可行和/或不是有利的。此外,单数引用并没有排除复数。因此,对于“一”、“一个”、“第一”、“第二”等等的引用并没有排除复数。权利要求中的附图标记不应当解释为限制了范围。

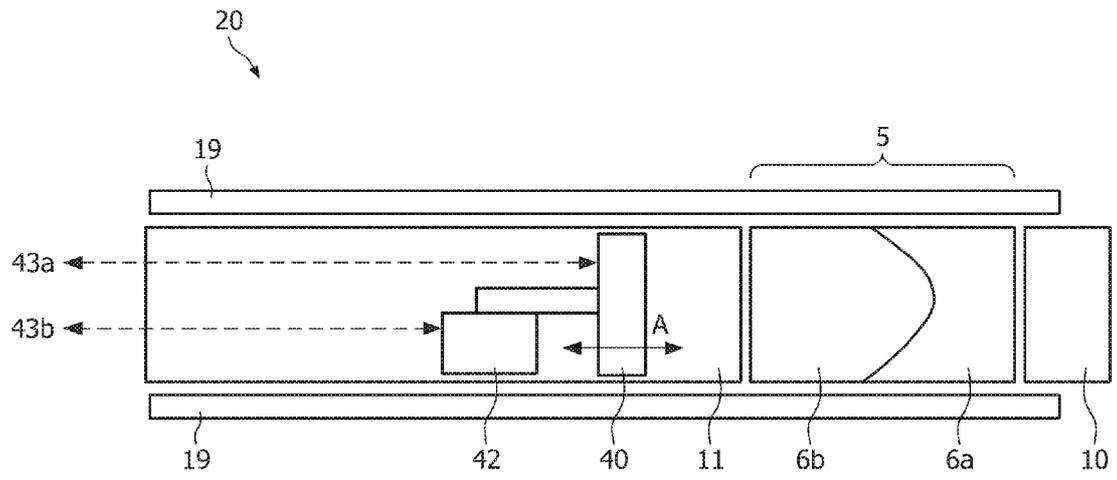


图1

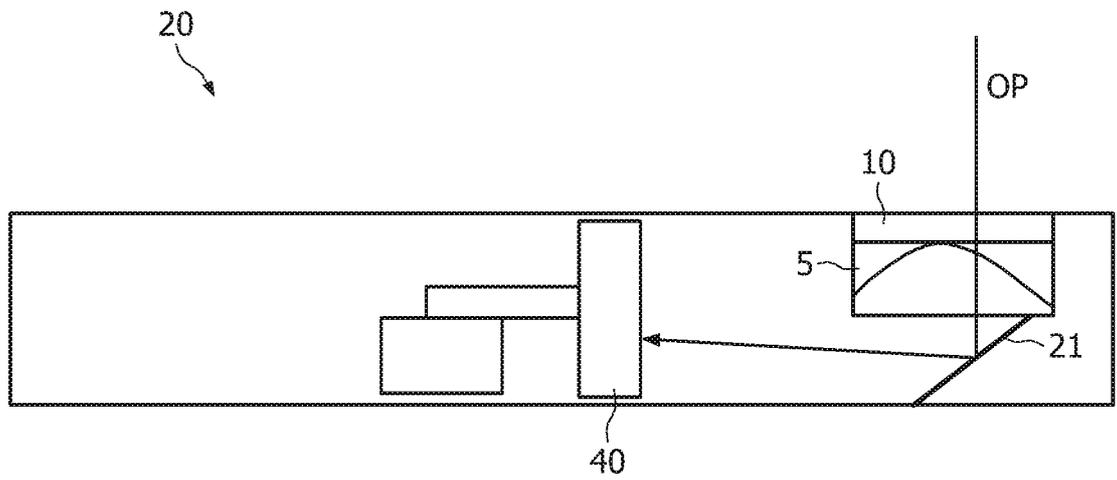


图2

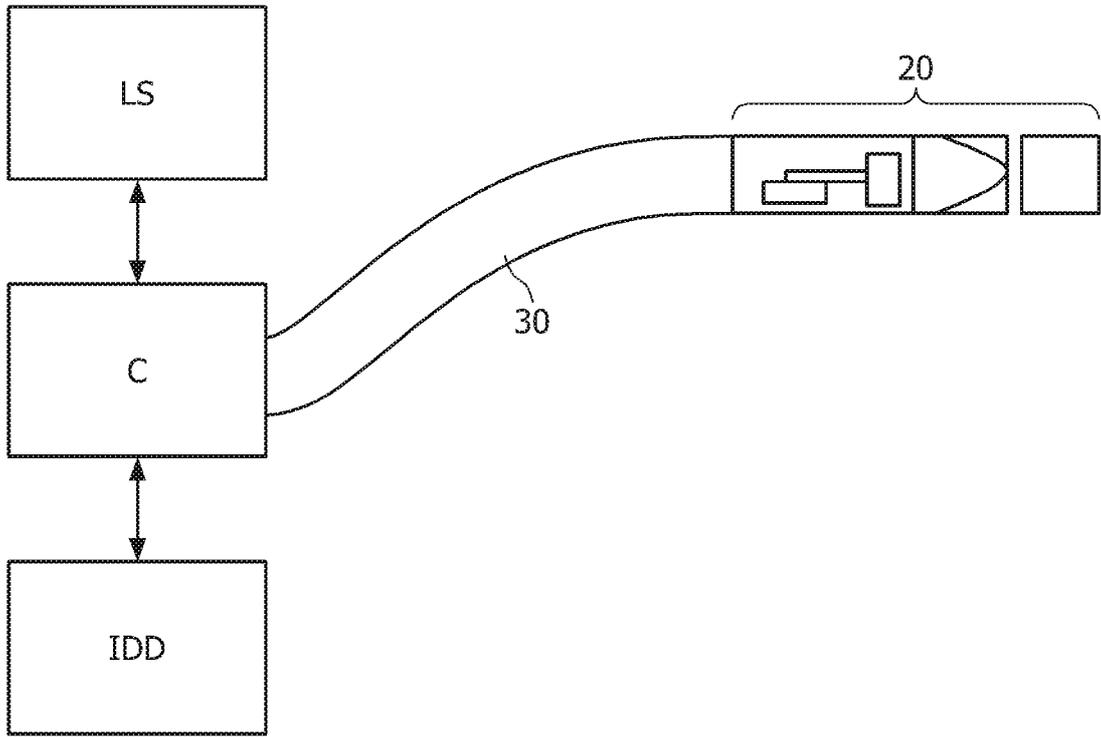


图3

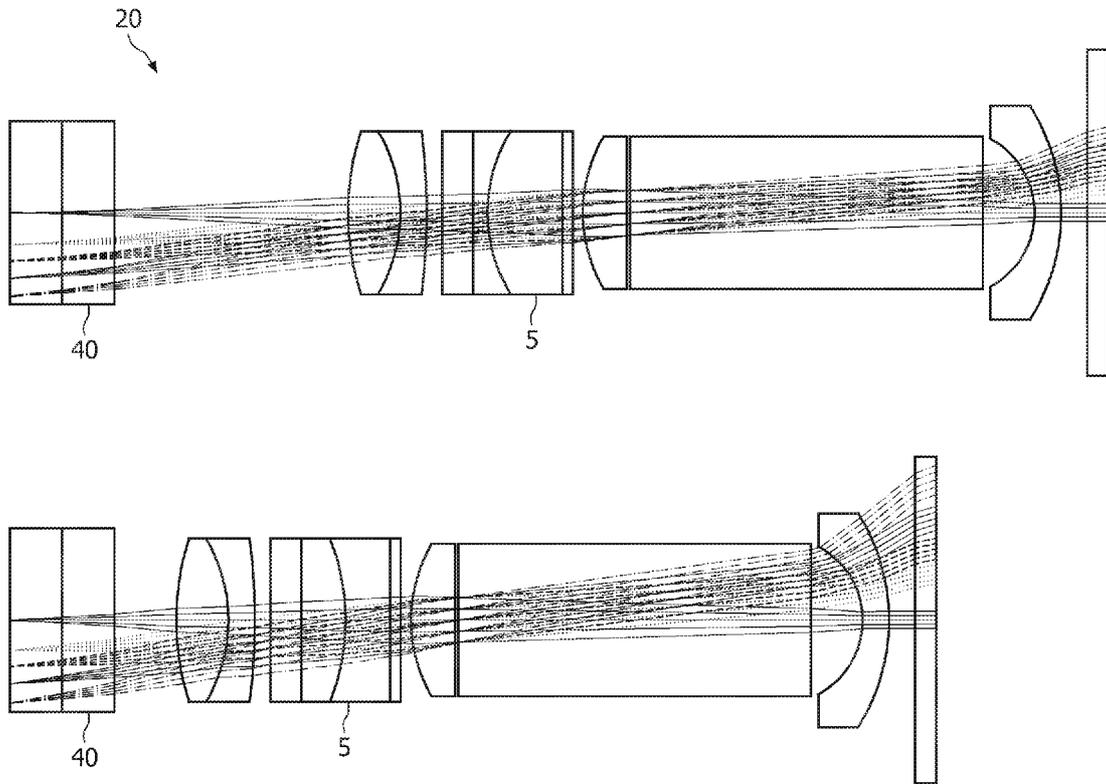


图4

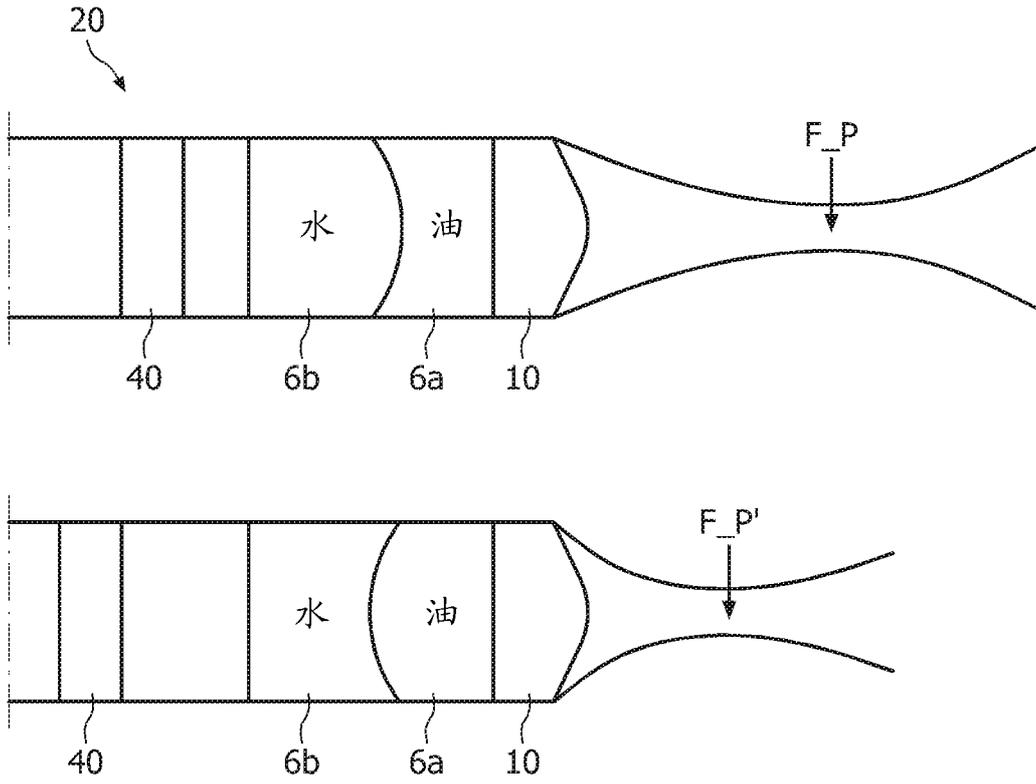


图5

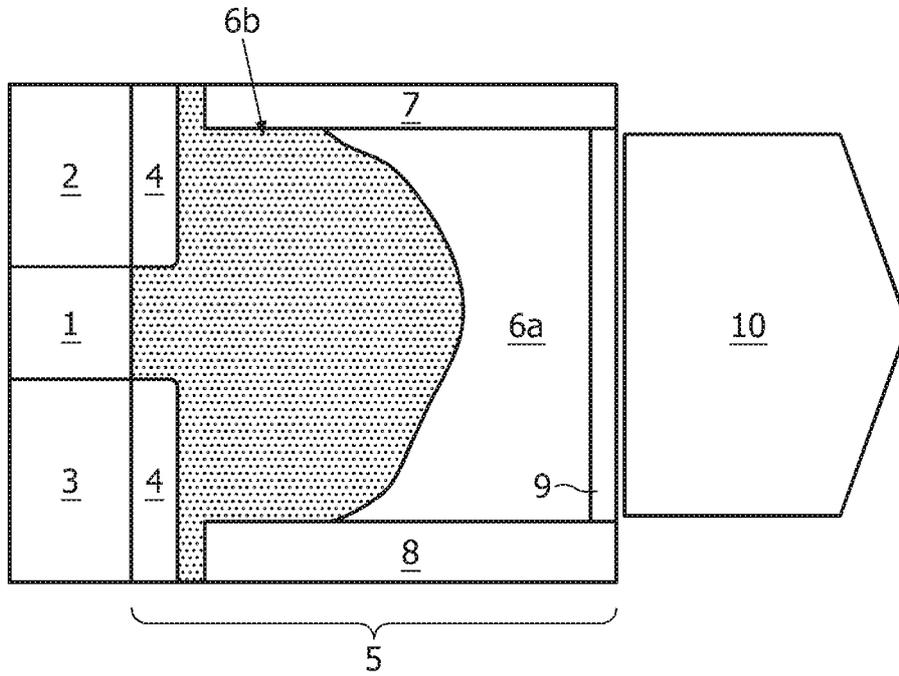


图6

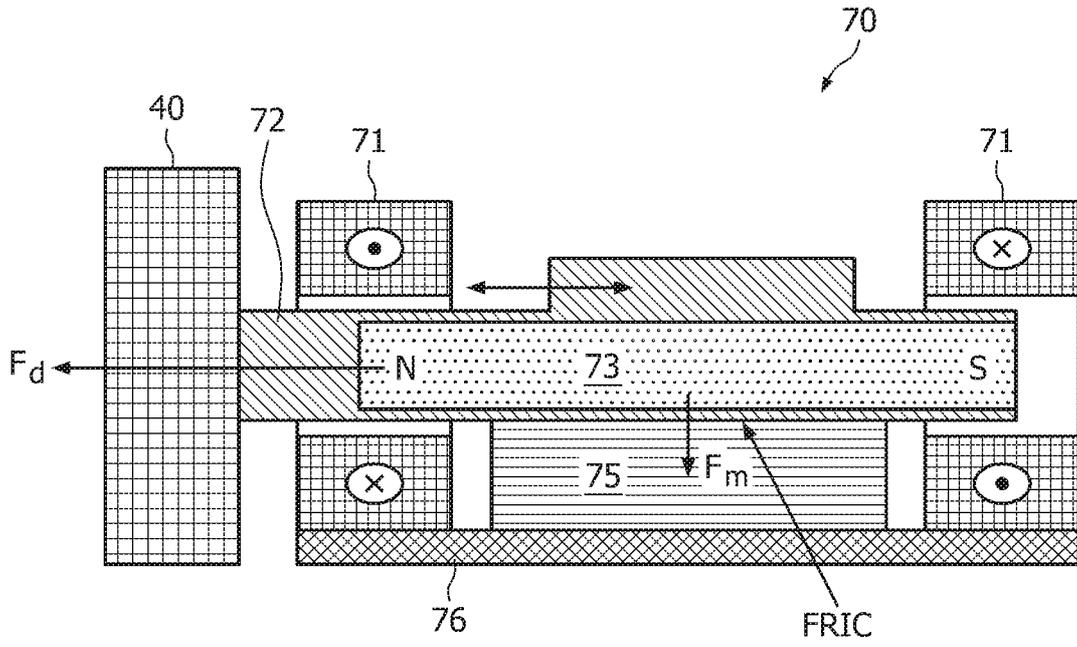


图7

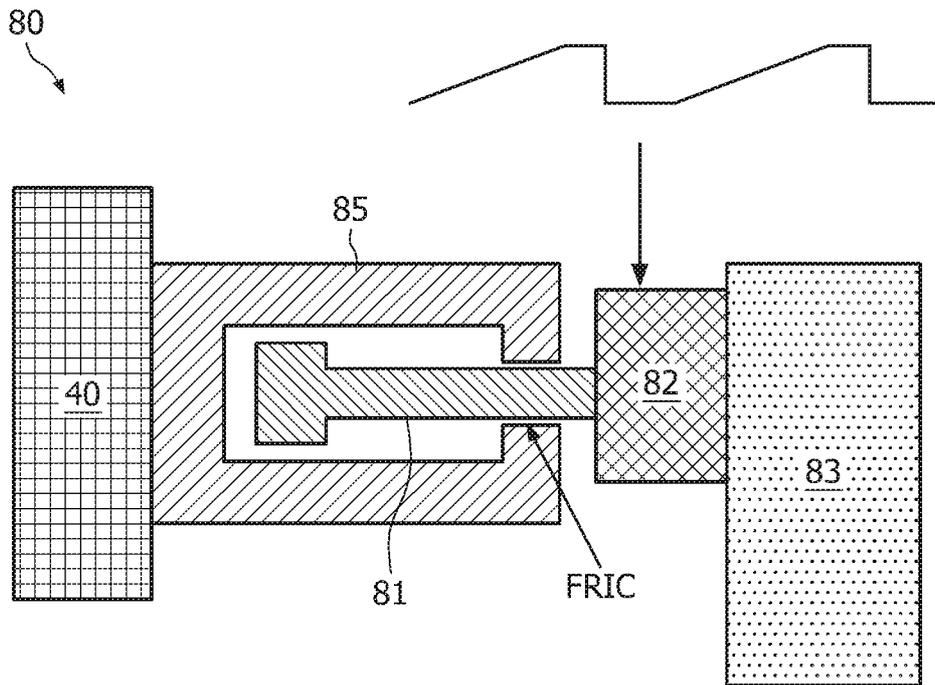


图8

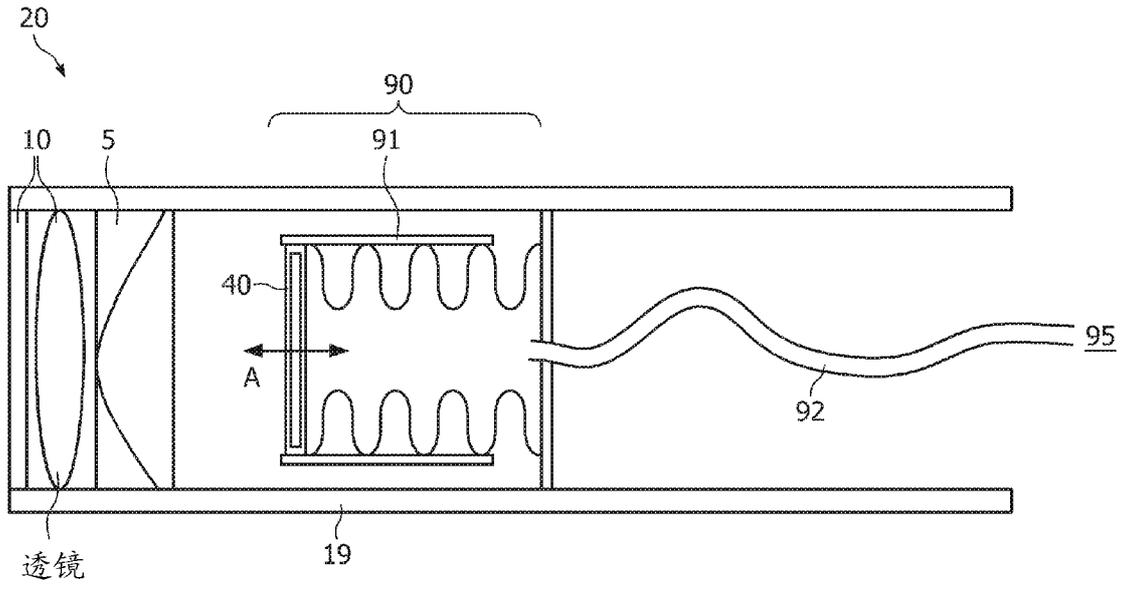


图9

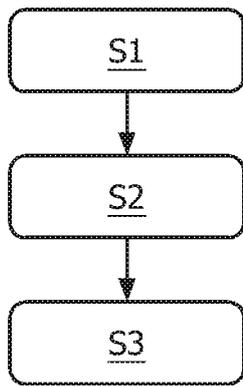
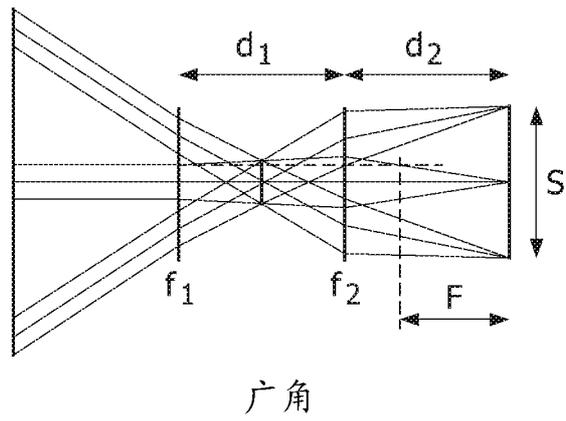
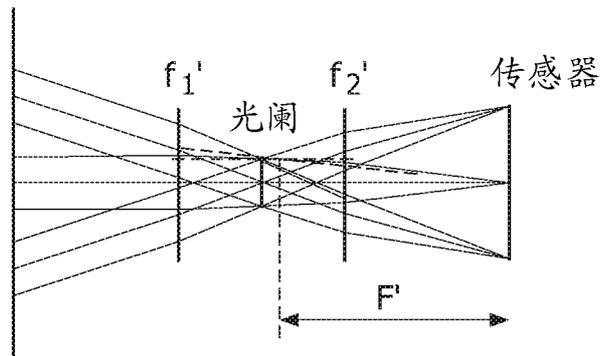


图10



广角



长焦

图11