



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111295126 A

(43)申请公布日 2020.06.16

(21)申请号 201880070411.4

(22)申请日 2018.09.12

(30)优先权数据

62/556,516 2017.09.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.04.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2018/051026 2018.09.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/049159 EN 2019.03.14

(71)申请人 艾拉姆有限公司

地址 以色列雅科夫

(72)发明人 A·本-阿依

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 蔡洪贵

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

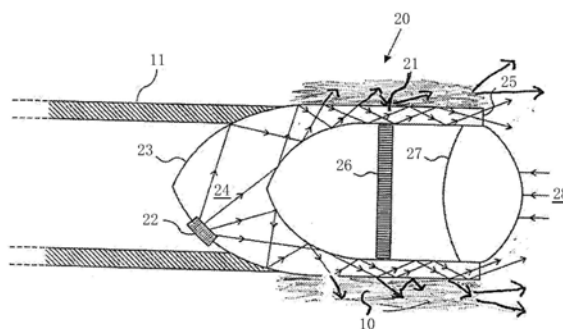
权利要求书3页 说明书13页 附图8页

(54)发明名称

一次性微型内窥镜检查系统

(57)摘要

一种内窥镜组件,其包括结合有储液器和注射系统的手柄、附接到该手柄的套管以及附接在远侧的微型成像头。该成像头是透明的管状体,其具有基本封闭的近端以及从封闭的近端延伸至本体的远侧开口端的管状壁。光源被附接到封闭的近端,并且其发射的照明被导向到本体的管状壁中,使得照明在管状壁内被部分地内部反射,并且被径向地从远侧开口端发射。光源被布置在管状体的外部尺寸的径向内侧。可选择地,光源可以与相机芯片背对背地定位。提供了一种用于从内窥镜在其中操作的区域采集细胞的系统。



1. 一种用于插入到对象的解剖学空间中的内窥镜,包括:

手柄,所述手柄包括(i)被整体容纳在所述手柄中的储液器以及(ii)包括泵的液体注射系统;

套管,所述套管在其近端处附接到所述手柄,所述套管具有至少一个开口,来自所述储液器的液体能够通过所述至少一个开口排出;以及

附接到所述套管的远端的成像头,所述成像头包括:

透明的管状体,所述管状体具有(i)基本封闭的近端以及(ii)管状壁,所述管状壁从所述基本封闭的近端延伸并且终止于所述管状体的远侧开口端;

至少一个光源,所述至少一个光源与所述基本封闭的近端相关联,使得所述至少一个光源的照明被导向到所述管状壁中,所述至少一个光源被布置在所述管状体的外部尺寸的径向内侧;

二维的检测器阵列,所述检测器阵列被布置在所述管状壁的内表面以内并且位于所述至少一个光源的远侧;以及

成像透镜组件,所述成像透镜组件通过与所述透明的管状体直接接触而被保持并且被定位在所述检测器阵列的远侧,使得所述成像透镜组件将被反射回到所述成像头中的光成像到所述检测器阵列上,

其中,所述成像头具有下述结构,所述结构使得被导向到所述管状壁中的照明从所述管状壁被部分地向远侧发射以及被部分地径向发射。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,所述泵被整体容纳在所述手柄中。

3. 根据前述权利要求中的任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述成像透镜组件和所述二维的检测器阵列一起被构造为晶圆级光学(WLO)组件。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的内窥镜,其特征在于,从所述管状壁被部分地向远侧发射以及被部分地径向发射的照明具有适于满足所述解剖学空间的照明要求的分布。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述管状壁的所述外表面具有部分反射涂层,所述部分反射涂层的反射率被选择成用于实现使预定比例的光被径向发射并且使预定比例的光被向远侧发射。

6. 根据权利要求4或5所述的内窥镜,其特征在于,所述分布至少部分地通过所述至少一个光源的姿态来实现。

7. 根据权利要求4至6中的任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述分布至少部分地通过在所述管状壁的外表面的至少一部分上设置光学漫射涂层来实现。

8. 根据前述权利要求中的任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述泵适于将来自所述储液器的液体通过所述套管从所述套管中的所述至少一个开口排出。

9. 根据前述权利要求中的任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述至少一个光源包括至少一个发光二极管。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述管状壁是所述透镜组件的镜筒。

11. 根据前述权利要求中的任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述透镜组件的远侧透镜被设计成使得其远侧表面是凸形的,使得它减少对内窥镜所通过的解剖学空间的损伤。

12. 根据前述权利要求中任一项所述的内窥镜, 其特征在于, 所述成像头的直径小于 1.8mm 并且长度小于 6mm。

13. 根据前述权利要求中任一项所述的内窥镜, 其特征在于, 所述内窥镜还包括与所述成像头相关联的细胞学采集元件, 所述细胞学采集元件适于从所述成像头安放在其中的所述解剖学空间中分离细胞。

14. 根据权利要求 13 中的任一项所述的内窥镜, 其特征在于, 所述手柄还包括液体抽取机构, 所述液体抽取机构适于通过所述套管沿着近侧方向抽取液体。

15. 根据权利要求 14 所述的内窥镜, 其特征在于, 所述内窥镜还包括位于所述手柄内的细胞收集容器, 所述细胞收集容器用于收集由所述液体抽取机构抽取的液体。

16. 根据权利要求 13 至 15 中任一项所述的内窥镜, 其特征在于, 所述细胞学采集元件是具有粗糙或带齿的外表面的可膨胀球囊。

17. 根据权利要求 13 所述的内窥镜, 其特征在于, 所述细胞学采集元件被布置在从所述内窥镜套管壁中的冲洗开口部署的导丝的端部上。

18. 根据权利要求 16 所述的内窥镜, 其特征在于, 所述内窥镜还包括适于使所述可膨胀球囊膨胀的泵。

19. 根据权利要求 13 至 15 中任一项所述的内窥镜, 其特征在于, 所述细胞学采集元件是在所述管状壁和所述套管的至少一部分中的至少一个的外表面上的结构化表面。

20. 根据权利要求 19 所述的内窥镜, 其特征在于, 所述结构化表面是 (i) 粗糙的、(ii) 凹凸不平的、(iii) 齿状的和 (iv) 带毛的中的至少一种。

21. 根据前述权利要求中的任一项所述的内窥镜, 其特征在于, 所述内窥镜能够在没有外部电源的情况下操作。

22. 一种使用根据前述权利要求中任一项所述的内窥镜来检查解剖学空间的方法, 其特征在于, 所述解剖学空间是 (i) 关节、(ii) 输卵管、(iii) 鼻腔通道、(iv) 尿道中的通道、(v) 神经解剖学单元、(vi) 内脏空间和 (vii) 脊柱空间中的一种。

23. 一种用于插入到对象的解剖学空间中的内窥镜, 包括:

套管, 所述套管在其远端处附接至成像头, 所述成像头包括:

透明管状体, 所述透明管状体具有 (i) 具有弯曲表面的近端, 以及 (ii) 管状光学引导件, 所述管状光学引导件从所述近端延伸并且终止于所述管状体的远侧开口端;

至少一个光源, 所述至少一个光源被布置在所述近端内, 并且被对准成使得所述至少一个光源的照明被向近侧导向并从所述弯曲表面被反射到所述管状光学引导件中;

二维的检测器阵列, 所述检测器阵列被布置在所述至少一个光源的远侧; 以及

成像透镜组件, 所述成像透镜组件通过与所述管状光学引导件直接接触而被保持并且被定位在所述检测器阵列的远侧, 使得所述成像透镜组件将被反射回到所述成像头中的光成像到所述检测器阵列上,

其中, 所述照明源和所述检测器阵列背对背地对准, 使得其电子电路是能够公共连接的。

24. 根据权利要求 23 所述的内窥镜, 其特征在于, 所述照明源和所述检测器阵列具有公共电源。

25. 根据权利要求 24 所述的内窥镜, 其特征在于, 仅通过一对线缆给所述照明源和所述

检测器阵列两者提供电力。

26. 根据权利要求23至25中任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述电子电路适于利用来自所述检测器阵列的图像数据调制所述照明源,并且经调制的照明的样本被传输回所述内窥镜以用于显示所述图像。

27. 根据权利要求23至26中任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述检测器阵列具有活性像素化区域,其尺寸使得其能装配在所述管状光学引导件的内孔内。

28. 根据权利要求27所述的内窥镜,其特征在于,所述检测器阵列的非活性基板被保持在所述管状光学引导件的外径以内。

29. 根据权利要求23至28中任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述照明源是发光二极管(LED)。

30. 根据权利要求23至29中任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述成像头的直径小于1.8mm并且长度小于6mm。

31. 根据权利要求23至30中的任一项所述的内窥镜,其特征在于,所述成像头具有下述结构,所述结构使得被导向到所述管状光学引导件中的照明从所述管状光学引导件被部分地向远侧发射以及被部分地径向发射。

一次性微型内窥镜检查系统

技术领域

[0001] 本发明涉及微型内窥镜设备,其将集成式液体容器与冲洗系统与具有头部安装式LED光源的成像光学系统组合,其中该头部安装式LED光源借助光学引导件照亮视场。

背景技术

[0002] 内窥镜检查用于借助将可视化设备通过小切口或者通过自然腔道插入体内来检查内部器官。通常,内窥镜由相机及其相关的光学系统、光源以及冲洗与作业通道组成。许多柔性内窥镜设备还包括机械导航部件。

[0003] 小直径的内窥镜用于穿过小的解剖腔或薄的管结构,例如在鼻子、泌尿系统中或者骨关节内。需要直径在1.8mm或更小的范围内的微型内窥镜,以检查具有很小直径的内腔的器官(例如输卵管),或者通过微创切口(有时不大于大的针头插口)来提高可视化手段的可用性,例如用于检查关节和小腔器官。使用这种微型内窥镜可以使得能在办公室环境中实现对器官的直接和即时可视化,从而避免了昂贵的成像方法,例如MRI或CT。使这种设备可供更多的临床医生使用的重要要求是具有低制造成本的小型设备,这使得如果需要则可以使整体内窥镜是一次性的。

[0004] 大多数现有的内窥镜检查系统使用从近端光学地传输的LED照明光纤或者安装在内窥镜的端头上的LED。这种现有技术的照明布置不利地使内窥镜的直径增加到超出由相机、相机壳体和光学成像系统限定的直径。一些内窥镜具有位于内窥镜的外表面处或其附近的一根或多根照明光纤或光纤束,并且为了提供足够的照明输出,这些光纤会比较大,因而增大了内窥镜的总直径。在R.A.Kienzle等人名下的名称为“Fully Integrated, Disposable Tissue Visualization Device(完全集成的一次性组织可视化设备)”的美国专利9,370,295中,例如,在图像引导器周围有多根照明光纤或光纤束,并且直径被注液腔和外部管体进一步增大。在CHINONTEC KK名下的JP 2005124776A中,该系统具有由不透射照明光的材料形成的透镜支架。使用这种透镜支架通常会增大内窥镜头部的直径。其它内窥镜设计集成位于内窥镜的近端处的光源以及用作跨越内窥镜的整体长度的波导的护套,如在J.L.Bala等人名下的美国专利6,478,730“Zoom Laparoscope(变焦腹腔镜)”中示出的。这种护套将内窥镜的整体长度上的直径增大超出容纳相机所需的直径。由于传输的长度,这种护套还可能涉及对光的额外吸收,这会减少可用的照明。除了增大内窥镜的直径外,沿着内窥镜的整体长度延伸的护套波导和光纤还会增加设计复杂性和构造成本,从而降低一次性和可操作性。即使在没有增大内窥镜直径的大光纤、护套或透镜支架并且仅LED被嵌置在相机壳体中位于内窥镜最远端处的情况下,例如在L.K.G.Peterson等人名下的名称为“Endoscope having a Camera Housing and Method for making a Camera Housing(具有相机壳体的内窥镜和制造相机壳体的方法)”的美国专利9,220,400中,LED位于相机的周围,因此会增大内窥镜的直径。

[0005] 大多数内窥镜还通过电缆连接到电源,并从外部冲洗源(例如从专用液袋)接收其用于冲洗的液体供应,或者借助位于内窥镜头部外部(例如在推车上的)的冲洗设备。如在

D.R.Boulais名下的名称为“Single Use Fluid Reservoir for an Endoscope (用于内窥镜的一次性储液器)”的US 2006/0068360中的描述的外部冲洗设备需要专用表面来安置,因而降低了可操纵性。由于该设备远离待注射的区域,因此其需要额外的构造,这增加了内窥镜的成本,并且需要高压输出来注射流体。在Germain等人名下名称为“Medical Device and Methods (医疗设备及方法)”的US 2014/0031834中描述的系统中,流体源和用于喷射来自流体源的流体的泵都位于内窥镜头部外部的推车上,该推车经由内窥镜手柄上的流体流入源连接到内窥镜。

[0006] 低成本的一次性内窥镜使更多的医生可以使用这种诊断方法,从而使他们能够在诊所进行内窥镜检查,而无需购买和维护昂贵的内窥镜设备,昂贵的内窥镜设备通常包括带有控制设备的落地式控制台以及需要清洗和消毒的可重复使用的内窥镜。另外,用于观察小内腔所需的小直径内窥镜难以再处理,因此增加了再次使用时发生污染的可能性。

[0007] 另外,现有技术的内窥镜的直径限制对于在小直径内腔或小型器官上的许多应用是有问题的,因此,需要一种微型、小直径、简单结构的一次性内窥镜,其在感兴趣的区域上提供足够的光和有效的光分布,同时克服了现有技术的系统和方法的至少一些缺点。与本发明具有共同的发明人的国际专利申请PCT/IL2017/050320中描述的微型内窥镜设备可以具有类似于高斯函数的光分布图案,因此会向待被照亮的区域的中心区域提供不成比例的照明量。这可能导致难以对内窥镜的周边视场进行成像,或者如果照明度增加,则可能对中心区域造成热损伤。因此,需要一种具有更均匀且更可控的照明分布的微型内窥镜。

[0008] 在此部分和在本说明书的其它部分中提及的任何公开文献的公开内容都通过引用整体并入本文。

发明内容

[0009] 本公开描述了用于微型内窥镜的新型示例性系统,其具有简单的构造和小的外径,同时仍提供充足的成像、光和流体输出。有效的光分布被发射,以使待成像的整体区域接收到充足的照明,而没有任何区域被过度照明。这种系统具有位于内窥镜的近端处的手柄、从手柄延伸到头部的刚性或柔性套管以及在套管的远端处结合有照明源的成像头。在整体本公开中,术语“远侧”是指设备的最接近患者或对象的部分,而“近侧”用于描述设备的最接近使用者(例如,医生)的部分。

[0010] 在一个特别有利的实现方式中,成像头使用至少一个LED作为其照明源,其在内窥镜头部的近端中定位在下述位置,该位置使得其不延伸超出成像器及其壳体的最大径向尺寸。照明源位于该处的内窥镜头部的近端可以完全或大部分封闭,并且可以是渐缩的,使得与内窥镜头部的远端相比直径减小。将该光源定位在内窥镜头部中的透镜支架内并且使其不大于透镜支架的外径,使得能维持直径不大于成像器的直径。照明源将光发射到成像头的外部部分的照明引导件中。该照明引导件避免了对长的光纤的需求,并实现了更灵活、更小直径和更低成本的内窥镜系统。照明源(通常是一个或多个LED)位于成像传感器的后面,并且发白光的LED通常提供最自然的照明。

[0011] 此外,这种成像头包括透镜组件,该透镜组件通常具有至少两个透镜以提供足够的成像质量。与包括单独的透镜支架的现有技术系统不同,其中单独的透镜支架增加了内窥镜的直径并且不提供任何照明功能,在新颖的布置中,透镜组件通过与照明引导件直接

接触而被保持。因此,照明引导件由透射照明光的材料制成,既用作光引导件又用作在结构上将透镜组件固定就位的透镜支架。为了进一步减小内窥镜的直径,可以使用晶片级光学器件来制造透镜组件,例如将玻璃衬底上的印刷透镜层附接随后切割,以形成具有已经固定就位的透镜的模块。

[0012] 来自(一个或多个)照明源的光有利地以下述分布的形式发射,该分布既从照明引导件的周边壁径向向外,又利用沿着照明引导件的壁进行部分内反射而从照明引导件的远端沿纵向向外。径向发射的光被内窥镜外表面散射,或者在位于内窥镜头部径向上的组织内被漫射,或者是这两者的组合。这种散射或漫射允许径向发射的光的一部分最终射向远侧,使得由内窥镜头部发射的光的分布不限于类似于高斯函数的分布,使不成比例的光到达待照亮的区域的中心部分。

[0013] 可以预先确定这种分布,以提供向远侧发射和径向发射的光的比例,从而在检查区域导致大的光强度和良好的照明。(一个或多个)照明源能够以预定姿态定位,使得其发射的光的入射角导致这种预定分布。可选择地或另外地,照明引导件的壁被构造成具有预定的反射率或已知的漫射特性,其将产生这些分布效果。这种布置导致光的分布更加广泛,并且对待成像的整个区域产生足够的照明。

[0014] 内窥镜设备需要冲洗装置,以帮助沿着被检查的器官或内腔打开其路径,并清洁要观察的区域。在现有技术中,通常通过从储液器通过管或一组管外部地连接到内窥镜中来执行这种冲洗,这导致形成复杂的结构,该结构会在手术期间限制操作者/外科医生的灵活性。相反,本公开中描述的用于插入小体积器官中的小直径设备需要较少体积的液体,因此可以使用相对较小的储液器。在当前描述的内窥镜中,这种紧凑的储液器足够小,使得储液器和包括泵的液体注射系统可以整体容纳在位于内窥镜的近端处的手柄的容积(体积)中。虽然这是最紧凑的结构,但是在可选的实现方式中,例如盐水或葡萄糖溶液液袋的储液器可以位于手柄的外部,并且可以通过管连接到微型内窥镜系统的手柄。位于手柄内并且不在整个内窥镜设备外部的储液器可以更靠近内窥镜的远端,因此需要较低的压力输入来使液体从储液器流向要清洁的区域。这种集成式储液器有助于实现低构造成本和整个内窥镜设备的一次性,从而降低了污染患者的风险。手柄可以容纳集成的注射机构,其可以由使用者手动操作,或者可选地被电动驱动,以将来自储液器的液体沿着内窥镜的柔性朝着设备的远端注射,在设备的远端处液体通过(一个或多个)冲洗开口被排放到器官或管腔中。由于所需的流体量少,因此这种功能对于本公开中描述的小直径内窥镜是有效的。

[0015] 来自相机的图像也可以通过无线连接链路传输,以省去对返回到主控台的额外信号电缆的需求,从而给使用者提供更大的灵活性并避免繁琐的操纵。但是,无线连接的优势可能会被增加的成本抵消。(一个或多个)LED光源可以由电池供电,该电池可以便利地位于设备的操作者手柄中,并且可以通过线缆或者通过沿着内窥镜的套管轴的壁的印刷导体连接到(一个或多个)LED光源。对于适当小型化的电池,可以将电池安装在内窥镜头部上。

[0016] 在可选的实现方式中,内窥镜头部被构造成具有照明源,该照明源将其照明沿着近端方向发射,并且照明被头部的弯曲近侧表面向远侧反射,沿着光学引导件行进以照亮视场。来自检测器阵列的图像信息被调制到照明上,并且该照明的样本被直接光学传输回到内窥镜,在内窥镜处从照明样本中解调出图像信息并将其用于图像显示。这种结构的另一优点是,照明源和检测器阵列的操作电路背对背布置,因此可以电连接,从而省去了对这

两个部件的单独供电,并在这两个部件之间实现了简单交互,例如使用来自显示阵列的信号数据对照明进行调制。

[0017] 除了冲洗液体容器、液体注射机构以及给设备的电子部件供电的电池和电路外,手柄还可以容纳无线传输器单元,以用于将成像系统获取的图像和数据传输回显示控制台,例如计算机屏幕、移动电话或任何其它指定的显示器。

[0018] 示例性的微型内窥镜系统的尺寸使其能够进入非常小的身体内腔并且仅需要最小的切口,这进一步降低了对患者的风险。所提出的设备使更多医生能够使用内窥镜检查装置,因为这种设备价格合理,并且在医生办公室中可以通过一次性使用每个一次性设备来确保无菌,并且开销成本低。由于其总体外径较小,因此可用于内腔以及壁之间的内部尺寸小于1.8mm的位置。这使其可以用于例如整形外科、进入关节或妇科的应用,例如用于检测输卵管的阻塞。传统的内窥镜无法有效地进入如此小的空间。

[0019] 集成的储液器和注射机构、无线图像传输和基于电池的集成电源的结合给使用者提供了更高的可操作性和灵活性,因为无需将任何线缆或管连接到内窥镜控制台或者连接到设置在内窥镜外部的任何服务。本公开的设备是完全独立且自主的。其没有与具有位于桌子、架子或地板上的控制单元的办公系统相连,而是完全由医生手持的。这种自主性以及简单且成本有效的结构使得本公开的设备能够被制成完全能够用完即弃,从而降低了感染的风险,并降低了每次手术的成本。如此低的生产成本提高了该设备在各种应用和医疗程序中的可用性,例如用于输卵镜检查、耳鼻喉科应用、关节镜检查、泌尿科和其它微创手术程序。

[0020] 此外,在有利的实现方式中,内窥镜还可以用于通过用液体冲洗待研究的区域随后将带有待研究的细胞的液体抽出来对待研究的区域中的细胞进行采样。这种细胞学泵可以用于妇科,例如用于检测卵巢癌。这种细胞学分析必须包括分离和采集待分析细胞的装置。包含细胞的冲洗溶液可以被收集在位于设备的手柄中的特殊容器中。提出了许多用于执行该收集的方案。在第一实现方式中,内窥镜可以配备有可膨胀球囊,其被布置在导管的周围。这种球囊可以具有粗糙或带齿的外表面,当内窥镜头部到达其期望的位置时,该外表面能够膨胀并且随后球囊表面将细胞刮离以用于进行分析。球囊是特别有利的,因为其外表面顺应内窥镜在其中探索的解剖学空间的壁。可以控制膨胀压力,以便提供有效的细胞采集程序,而没有因过度膨胀而伤害对象的危险。作为球囊的可选方案,内窥镜头部本身的外壁可以具有结构化的表面,例如拭子状表面,使得例如在输卵管的情况下,结构化的外表面采集在输卵管内壁的纤毛或粘膜之间的细胞。在这种实现方式中,内窥镜头部的小直径不会增加。相比于使拭子向下通过内窥镜的工作通道的现有技术,球囊和结构化表面的实施例均允许更简单的细胞采集方法。

[0021] 本公开所描述的微型内窥镜可用于通过管状或中空的解剖学器官或小腔室并使其可视化,或者用于穿过非常小的针状切口。一旦通过皮肤或穿过其目标器官,小的液体注射操作可以增强内窥镜端头的向前运动,并且可以打开塌缩的管部,并有助于清洁相机前方的区域。此外,内窥镜可以可选地向下导向在前插设的导丝,该导丝可以通过内窥镜的远端中的冲洗孔向远侧倾斜地伸出内窥镜。虽然在本申请的附图中内窥镜套管被示出为柔性管,从而使得能操纵通过弯曲的内腔并进入位于其它器官后面的位置,但内窥镜也可以使用将手柄与内窥镜成像头连接的刚性轴来实现,本公开还旨在覆盖这种刚性管内窥镜的实

现方式。

[0022] 因此,根据本公开所描述的设备的示例性实现方式,提供了一种用于插入到对象的解剖学空间中的内窥镜,包括:

[0023] (i) 手柄,所述手柄包括被整个容纳在所述手柄中的储液器以及液体注射系统,所述液体注射系统包括泵,

[0024] (ii) 套管,所述套管在其近端处附接到所述手柄,所述套管具有至少一个开口,来自所述储液器的液体能够通过所述至少一个开口喷出,以及

[0025] (iii) 附接到所述套管的远端的成像头,所述成像头包括:

[0026] (a) 透明的管状体,所述管状体具有基本封闭的近端以及管状壁,所述管状壁从所述基本封闭的近端延伸并且终止于所述管状体的远侧开口端,

[0027] (b) 至少一个光源,所述至少一个光源与所述基本封闭的近端相关联,使得所述至少一个光源的照明被导向到所述管状壁中,所述至少一个光源被布置在所述管状体的外部尺寸的径向内侧,

[0028] (c) 二维的检测器阵列,所述检测器阵列被布置在所述管状壁的内表面以内并且位于所述至少一个光源的远侧,以及

[0029] (d) 成像透镜组件,所述成像透镜组件通过与所述透明的管状体直接接触而被保持并且被定位在所述检测器阵列的远侧,使得所述成像透镜组件将被反射回到所述成像头中的光成像到所述检测器阵列上,

[0030] 其中,所述成像头具有下述结构,所述结构使得被导向到所述管状壁中的照明从所述管状壁被部分地向远侧发射以及被部分地径向发射。

[0031] 在这种内窥镜中,所述泵可以被整个容纳在手柄中。所述泵可以适于将来自所述储液器的液体通过所述套管从所述套管中的所述至少一个开口喷出。

[0032] 另外,所述成像透镜组件和所述二维的检测器阵列可以一起被构造为晶圆级光学(WLO)组件。

[0033] 此外,在任何这种内窥镜中,从所述管状壁被部分地向远侧发射以及被部分地径向发射的照明可以具有适于满足所述解剖学空间的照明要求的分布。

[0034] 为了实现这一点,所述管状壁的所述外表面可以具有部分反射涂层,所述部分反射涂层的反射率被选择成实现使预定比例的光被径向发射并且使预定比例的光被向远侧发射。这种分布可以至少部分地通过所述至少一个光源的姿态来实现。可选择地,所述分布可以至少部分地通过在所述管状壁的外表面的至少一部分上设置光学漫射涂层来实现。

[0035] 根据本公开的内窥镜的其它实现方式,所述至少一个光源可以包括至少一个发光二极管。另外,所述管状壁可以是所述透镜组件的镜筒。所述透镜组件的远侧透镜被设计成使得其远侧表面是凸形的,使得它减少对内窥镜所通过的解剖学空间的损伤。此外,所述成像头的直径可以小于1.8mm并且长度可以小于6mm。

[0036] 这种内窥镜的其它实现方式可以进一步包括与所述成像头相关联的细胞学采集元件,所述细胞学采集元件适于从所述成像头安放在其中的所述解剖学空间中分离细胞。在这种情况下,所述手柄还可以包括液体抽取机构,所述液体抽取机构适于通过所述套管沿着近侧方向抽取液体,随后,所述内窥镜还可以包括位于所述手柄内的细胞收集容器,所述细胞收集容器用于收集由所述液体抽取机构抽取的液体。

[0037] 所述细胞学采集元件可以是具有粗糙或带齿或有毛的外表面的可膨胀球囊。所述球囊能够通过泵膨胀。在可选的实现方式中,所述细胞学采集元件被布置在从所述内窥镜套管壁中的冲洗开口部署的导丝的端部上。

[0038] 在可选的实现方式中,所述细胞学采集元件是在所述管状壁和所述套管的至少一部分中的至少一个的外表面上的结构化表面。在那种情况下,所述结构化表面是(i)粗糙的、(ii)凹凸不平的、(iii)齿状的和(iv)带毛的中的至少一种。

[0039] 所有这些内窥镜都是独立的,因为其能够在没有外部电源的情况下操作。

[0040] 最后,还提供了一种使用根据前述权利要求中任一项所述的内窥镜来检查解剖学空间的方法,其中,所述解剖学空间是(i)关节、(ii)输卵管、(iii)鼻腔通道、(iv)尿道中的通道、(v)神经解剖学单元、(vi)内脏空间和(vii)脊柱空间中的一种。

[0041] 根据本申请中描述的又一实现方式,还提供了一种用于插入到对象的解剖学空间中的内窥镜,包括:

[0042] 套管,所述套管在其远端处附接至成像头,所述成像头包括:

[0043] (i)透明管状体,所述透明管状体具有近端以及管状光学引导件,所述近端具有弯曲表面,所述管状光学引导件从所述近端延伸并且终止于所述管状体的远侧开口端,

[0044] (ii)至少一个光源,所述至少一个光源被布置在所述近端内,并且被对准成使得所述至少一个光源的照明被向着近侧导向并从所述弯曲表面被反射到所述管状光学引导件中,

[0045] (iii)二维的检测器阵列,所述检测器阵列被布置在所述至少一个光源的远侧,以及

[0046] (iv)成像透镜组件,所述成像透镜组件通过与所述管状光学引导件直接接触而被保持并且被定位在所述检测器阵列的远侧,使得所述成像透镜组件将被反射回到所述成像头中的光成像到所述检测器阵列上,

[0047] 其中,所述照明源和所述检测器阵列背对背地对准,使得其电子电路是能够公共连接的。

[0048] 在这种内窥镜中,所述照明源和所述检测器阵列可以具有公共电源。在这种情况下,可以仅通过一对线缆给所述照明源和所述检测器阵列两者提供电力。

[0049] 此外,所述电子电路可以适于利用来自所述检测器阵列的图像数据调制所述照明源,并且经调制的照明的样本可以被传输回所述内窥镜以用于显示所述图像。

[0050] 在这些内窥镜的另一示例性实现方式中,所述检测器阵列可以具有活性像素化区域,其尺寸使得其能装配在所述管状光学引导件的内孔内。在那种情况下,所述检测器阵列的非活性基板可以被保持在所述管状光学引导件的外径以内。

[0051] 上述任何内窥镜中的照明源可以是发光二极管(LED)。

[0052] 所述成像头的直径可以小于1.8mm并且长度可以小于6mm。另外,所述成像头可以具有下述结构,所述结构使得被导向到所述管状光学引导件中的照明从所述管状光学引导件被部分地向远侧发射以及被部分地径向发射。

附图说明

[0053] 从下面的详细描述,结合附图,将会更充分地理解和明白本发明,在附图中:

- [0054] 图1示意性地示出了根据本公开的一种实现方式的示例性微型内窥镜系统；
- [0055] 图2A至图2E是内窥镜头部的不同实施例的示意性剖视图，其示出了光学照明与成像系统；
- [0056] 图3是例如图2A所示的示例性内窥镜头部的等距视图；
- [0057] 图4是具有晶片级光学透镜组件的内窥镜头部的示意图；
- [0058] 图5是具有成像头部的内窥镜的示意图，该成像头部具有用于细胞学采集的结构化外表面以及用于冲洗和通过导丝的定向孔，该导丝也适用于细胞学采集；
- [0059] 图6是示例性内窥镜的示意图，该示例性内窥镜具有用于细胞学采集的可膨胀球囊；
- [0060] 图6A至图6B是例如图6所示的用于细胞学采集的可膨胀球囊的两个不同实施例的示意性剖视图；以及
- [0061] 图7示出了示例性微型内窥镜手柄的示意图，该微型内窥镜手柄集成用于抽取流体以进行细胞学采集的抽取机构。

具体实施方式

[0062] 现在参考图1，图1示意性地示出了根据本公开的一种实现方式的示例性内窥镜系统，其可以提供小直径、低成本的系统。内窥镜头部20设置在导管轴11的端部上，该导管轴11可以是刚性或柔性的。头部被示出为呈基本圆筒形或管状末端的形式，该末端具有直径或最大外部尺寸，需要该直径或最大外部尺寸不大于或基本上不大于导管轴的直径或最大外部尺寸。在下面的图2A中示出了这种内窥镜头部的内部构造。导管轴11可以沿着其长度、尤其是在远端附近具有一个或多个开口12，以用于将冲洗液注射到正被检查的解剖学空间中。

[0063] 由于内窥镜旨在用于小尺寸腔或者在小体积器官或关节内使用，因此所需的冲洗液量很小，并且在图1所示的实现方式中，所需的冲洗液可以由例如塑料容器的储液器13来供应，所述储液器13具有例如手动地操作的柱塞或波纹管或球囊的注射机构14，以用于将冲洗液从导管轴11中推出。因此，该冲洗系统可通过安装在内窥镜系统的手柄15中而实现自容纳。因此，手柄可以包括完全被容纳在手柄中的储液器13以及液体注射系统14。液体注射系统14可以具有完全位于手柄的容积(体积)内的泵。该泵可以是单向的，使得其向远侧推动液体通过轴11和开口12，或者该泵可以是双向的，使得其还能够从位于手柄储液器13外部的液体源(例如体腔)中沿着近侧方向抽取液体并使液体进入特殊容器(例如用于细胞采集的容器)。给如图2A所示的光源、成像器供电并且可能给冲洗机构以及位于内窥镜头部中的无线数据传输装置供电的电池17和任何相关的电子电路16也可以被便利地安装在内窥镜手柄15，并且电流通过线缆18传递到内窥镜头部20。注射机构可以被手动或电动地致动，例如通过所安装的电池或者通过外部电源致动。

[0064] 在图1所示的实现方式中，内窥镜头部20通过线缆18连接到安装于手柄的电池17。可选择地，如果电池足够小，则电池可以被定位在头部内(未示出这种实现方式)。来自头部安装式(安装于头部的)相机传感器的信号可以可选地通过将相机连接到无线发射器单元的线缆来传输到无线发射器单元(未示出)。

[0065] 现在参考图2A，图2A示意性地示出了示例性内窥镜头部20的剖视图，其示出了该

头部的组成光学部件,包括头部的照明与成像系统。内窥镜头部由透明材料(例如,透明塑料或玻璃状材料)构造。头部20的形状可以便利地设计成具有倒圆的封闭近端的管状,该近端具有椭圆形、抛物线形或圆形的横截面,并且头部20的管状壁21由光传输材料制成,该管状壁21通向内窥镜头部的开口远端。一个或多个光源,通常是低成本的LED器件22,(优选地通过光学接合)附接或嵌置到内窥镜头部的基部23的表面中,以使所述光源将其照明发射到头部的弯曲(曲面)基部的透明材料中,使照明呈远侧以及径向分布以用于照亮视场。这种分布可以是预先确定的,并且内窥镜头部20可以被构造成实现这种分布,如下文所描述的。可选择地,内窥镜头部可以通过模制形成,使照明器件在模制本体中被固定就位。

[0066] 在图2A中示出了许多发射的照明射线24。一个或多个LED可以附接到或者凹入到圆筒体的外部近侧封闭端的弯曲或平坦形状的部分中,因为在该位置,一个或多个LED不会伸出超出圆筒形壳体的直径,并且因此不会增大内窥镜头部的整个外径。内窥镜头部的封闭管状端部的内表面也被示出为弯曲(曲面)的,通常呈椭圆形或抛物线形或球形形式。该基部和封闭的圆筒形头部的远侧壁包围头部的内部空间。

[0067] 光学引导件或圆筒壁21的选定表面或所有表面(包括内表面和外表面)可以涂覆有部分反射涂层,使得照射在管状壁21上的照明24被部分地内反射而在远侧方向上沿着圆筒形管的壁发射以及被部分地径向(放射状)发射。这种径向发射的光对于图2A所示的情况尤其有用,其中内窥镜头部被示出为通过一解剖学空间,该解剖学空间具有位于内窥镜头部20径向上的区域10,该区域是(对光线)漫射的,并且还将进入该区域的光朝着内腔的远端发射。这种区域10可以位于靠近内窥镜头部的位置,或者可以是容积大的解剖学结构,例如膀胱、子宫或膝关节,其中该结构的壁可以距离内窥镜头部的外壁10至30mm。在这两种情况下,径向发射的光的有益特性有所不同。如图2A所示,当内窥镜头部通过解剖学内腔并且解剖学内腔的壁靠近该头部时,产生的效果是减小从管状壁21发出的向前投射的照明和通过内腔的在该头部周围的组织增大向前投射的照明25中的一种。这种向远侧重新分配的光有助于在视场中产生更均匀的光分配。另一方面,如果内窥镜头部正在通过大容积器官并且该大容积器官的壁不直接接触或者不靠近内窥镜头部,则径向发射的光的作用是增大器官内的总体照明,并且在这种照明中具有相当的优势。

[0068] 通常,管状壁21的内表面与透镜组件27和检测器阵列26接触,该内表面应该是完全反射的,使得照明24不会从圆筒形壁射出而进入内窥镜头部的其中定位有检测器阵列26的内部容积(体积)中。为了实现径向和向远侧发射的光的有利分布,可以提出许多不同的结构。最简单的结构具有在管状壁21的外表面上的部分反射涂层。该涂层因而将入射在其上的光部分地径向透射,并将入射在其上的光部分地反射回管状壁21。可以根据涂层的反射率选择径向向外发射的光的百分比和向下反射到管状壁21的光的百分比。在第二种实现方式中,漫射涂层物质或表面处理可被用于管状壁21的外表面,使得该外表面通过散射来促进沿着管状壁光学引导件部的径向光散布,从而减小内窥镜头部的远端25处的轴向通量。另外,光学引导件部21的近端23可以在其内表面上具有漫射涂层,其影响从光源22射出的光24散布在内窥镜头部的近端处。可以根据解剖学空间的期望照明并考虑内窥镜头部的近端形状、光源22的位置、以及要探索的解剖学区域的形状、大小和光漫射特性来选择表面处理或涂层的类型或者具有已知折射率的涂层。例如,图2A所示的光源的位置和角度,与在该视图中示出的内窥镜头部的形状相结合,可以导致光以促进管状壁21内的内部反射的角

度照射在管状壁21的表面上。在这种情况下,可以使用具有比管状壁21的材料相对更高的折射率的涂层来促进光的径向发射。当内窥镜位于例如膀胱的大腔体中时,来自内窥镜头部的光的径向发射通过向腔体内提供整个照明而不同地起作用,并且这种涂层也可用于这种目的。另一方面,如果内窥镜正在通过关节内的小空间,由于缺乏相对于内窥镜头部的径向空间或者由于缺乏在该头部周围的解剖学材料的漫射特性,因此存在解剖学区域的漫射部分10。如果不存在漫射部分10,例如在没有组织来漫射光的情况下(例如由于存在不透明的骨骼结构),则可以例如通过骨骼来在管状壁21内沿着远侧方向重新定向径向发射的光。因此,如果已知可能会遇到这种情况,则被有效结构的内窥镜应该在管状壁21的外表面上具有折射率相对较低的涂层,以促进向远侧发射光,因为仅这种向远侧发射的光将被用于照亮感兴趣的区域。

[0069] 径向发射的光在离开内窥镜头部之后在解剖学区域10的组织内被漫射,或者被管状壁21的外表面散射,或者在解剖学区域10的组织内被漫射以及被管状壁21的外表面散射。管状壁21可以具有被结构化或表面处理的外表面,以促进这种散射。其结果是,从远侧环形端壁25和从解剖学区域10的远端部分发射照明,以照亮内窥镜头部前面的视场。该远侧环形端壁25在图2A中被示出为平坦的,但其也可以是弯曲或倾斜的。这种散射或漫射允许径向射出的光的一部分最终射向远方,使得由内窥镜头部发射的光的分布不限于与高斯函数类似的那样,并且避免在照明区域的中央部分产生过度照明。这种布置在检查区域上导致更加广泛的光分布和良好照明。

[0070] 除了具有预定反射率的壁之外,一个或多个LED源22的位置和取向以及内窥镜头部的内部基部表面的结构被设计成形,以确保入射在管状壁21上的照明中的有利比例被部分地向内反射以最终到达内窥镜头部25的远端。来自LED源22的光的其余部分被从本体的外壁径向地发射出去。圆筒壁21因此用作从一个或多个光源22到环形发射孔口25的光波导。

[0071] 光学成像系统应包括集成到内窥镜头部中定位在光源远侧的微型成像传感器。内窥镜头部还应容纳透镜组件27,其通常具有定位在成像传感器远侧的一个或多个成像透镜。光可以由位于头部的近端处的一个或多个LED产生,并且被沿着头部的管状壁内部地导向,该管状壁还用作透镜支架镜筒。由于透镜组件27被保持为与管状壁21直接接触,因此不需要单独的透镜支架,并且直径不会增大到超出透镜组件27和管状壁21的直径。

[0072] 光被以其从(一个或多个)LED朝着管状壁导向的角度可以被选择成小于相对于管状壁表面法线的临界角,因此这将导致部分内部反射。头部21的壁由光传输材料制成,并且壁21可以具有部分反射涂层,其被施加以允许期望的部分内部反射和部分外部透射。使用设备的壁和靠近成像头部的解剖学空间来将光从头部的近端传输到远侧视场减小了内窥镜直径,因为其消除了现有技术中对附加光传输元件(例如光纤),或者避免了使用位于光学系统周围的(一个或多个)LED,或者避免了使用不透射照明光的透镜支架的需求,从而避免了占用空间并避免了将内窥镜的直径增大到超出由相机规定的直径。通过将(一个或多个)LED 22靠近内窥镜头部的纵向轴线设置并通过使用内窥镜头部的壁21或其一部分作为光学引导件部件而将光源22集成到内窥镜头部的直径中,这减小了内窥镜头部20的总体直径,其中内窥镜头部20通常是内窥镜中直径最大的部分。

[0073] 应理解到,虽然内窥镜本体在该实现方式中被描述为圆筒形或管状,圆筒形或管

状通常被理解为具有圆形横截面,这是使用的最成本有效且最便利的形式,但是本发明并非旨在限于纯正的圆筒形,本发明也可以使用任何其它合适的形状,例如卵形或椭圆形的筒(柱)体。因此,本申请中所使用和要求保护的术语圆筒体以及例如圆筒形或管状的派生词并不旨在限于具有圆形横截面,而是可以理解为还具有其它合适的横截面。

[0074] 例如CMOS检测器阵列的成像传感器26被示出为布置在内窥镜头部的靠近近端的中央(中心)容积(体积)内,并且至少一个成像透镜27设置在传感器阵列26的远侧,使得从位于所发射照明的视场内的被成像器官或内腔的一部分反射的照明28被成像透镜27聚焦到传感器阵列26上。成像系统因而提供了在内窥镜头部前方远侧区域的图像,由于在此描述的内窥镜产生的照明更加均匀,因此该图像具有高的图像质量和对被检查器官的良好可视化。成像透镜27可以有利地定位在位于内窥镜头部的最近端处的圆筒体的端头处。透镜设计提供了无创(防损伤)的远端,其具有弯曲形状的结构,所述弯曲形状的结构避免了解剖学结构在手术过程中与其接合而对解剖学结构造成损伤。此外,内窥镜头部的透明材料可以被选择为具有一定程度的柔性,使得如果该头部在其所插入的内腔中遇到障碍物,该头部能稍微变形,而不是导致破裂,所述破裂会对病人有害。但是,柔性的程度必须使得透镜和成像传感器的相对位置不会移动到使图像质量下降的程度。

[0075] 内窥镜头部20被附接到导管轴11的远端,使得其可以在患者体内被操纵到待检查的部位。光源22被容纳在感测元件的直径以内的布置使得能够实现头部直径的显著减小。头部的尺寸可以是直径1.8mm且长度为6mm,但是随着成像阵列的尺寸变小,可以设想到更小的头部单元。

[0076] 现在参考图2B,图2B示意性地示出了将一个或多个照明源22安装在头部中的可选布置,该头部使用平坦背部30壳体腔以简化安装。在这种实现方式中,可以将涂层用于壁21的一个或多个表面,该涂层的反射率使得发射的光24既可以从壁21的外表面径向地分布,又可以从管状输出壁21向远侧分布。

[0077] 现在参考图2C,图2C示意性地示出了用于安装检测器阵列26的可选位置,其使用光束偏转表面32。通过使用头部腔室的长度来定位检测器阵列,这种实现方式可以使得能够使用具有更大像素数的更大型检测器阵列,以提高图像分辨率。偏转光束的镜表面可以便利地形成为头部的内部腔室的45°对准的基部壁32,其中镜的特性由内部涂层限定。

[0078] 图2B和图2C的布置的布局作为图2A的布置的可选实现方式的示例,而不是穷举。所有这些实现方式的创造性方面在于,内窥镜的头部被设计成使得照明能够被以有利的分布被径向地和从远端发射,而照明源基本上不会伸出超出头部的外部尺寸,其中头部的尺寸由安装在其中的光学部件的最大尺寸确定。

[0079] 现在参考图2D,图2D示出了用于照明源和成像检测器阵列的另一可选布置,其具有许多优点,这使得该布置对于本公开的微型内窥镜中尤其有利,对易于制造和制造成本尤其有利。图2D所示的布置还被设计成将照明沿着管状光学引导件导向,以便从内窥镜头部向远侧投射照明。但是,其与图2A至图2C所示的实施例的不同之处在于:LED源35被定位在新的位置,以将照明38沿着近侧方向向后导向。随后,照明在透明壳体元件37的弯曲外表面36上被反射回向前的方向并沿着光学引导件21。这种反射可以通过全内反射或者通过在外表面上镀银来实现。这个位置的优势是双重的:

[0080] (a) 由于LED照明源随后与图像传感器驱动电路39背对背,因此能够通过公共通孔

和球形连接件40在LED照明源随后与图像传感器驱动电路39之间提供电连接,这在微电子制造工业中是已知的,由于可以从与给CMOS图像传感器提供电力的电源相同的电源给LED源提供电力,因而简化了构造。另一可选的可能性是,LED源可以由CMOS连接并由其直接控制,例如在ALC(自动光控制)电路中执行的操作。

[0081] (b)能够通过一种使用来自图像传感器的图像数据调制LED输出照明的新颖方法来光学地传输来自图像传感器的输出的图像数据。由于图像数据以高频产生,并且在LED的常规DC照明中是较小的调制级别,因此LED的照明功能不受这种施加的调制的影响。另一方面,能够通过提取LED照明一小部分光并将其大致沿着内窥镜传输回手柄中的接收器来光学地传输图像数据,在接收器中可以提取调制并重新构建图像数据。由于LED器件面向近侧方向,因此在光学上很容易实现。在图2D所示的实现方式中,这是通过在弯曲的透明端部元件中使用小的透射通道42来实现的,这使得带有图像信息的照明43被传送回手柄及其关联的控制和监控电路,而不会与LED照明的主要部分一起被朝着远侧反射。使用用于成像传感器芯片39和LED 35的公共电源电路的这种布置可以将操作检测器和LED源所需的线缆44的数量最小化到仅两条,这在内窥镜头部的设计和制造上是实质性的节省。

[0082] 现在参考图2E,图2E示出了在图2A至图2D的任一实现方式的构造中使用的另一优点,但是该优点被在图2D的实现方式中最简单地示出。图2E示出了布置在管状光学引导件21内的图像传感器39的端视图。如在图2D中所观察到的,图像传感器的基板大于用于对由透镜收集的光成像的感光像素化区域45。这种构造在CMOS制造技术中是不可避免的,因为不可能生产这样的像素化感光区域,其中该像素化感光区域一直延伸到其上构造有传感器阵列的基板的边缘之外。再次回到图2D,CMOS图像传感器的基板的非活性部分凹入光学引导件后面的空间46中,使得图像传感器前面的活性像素化区域45填充了内窥镜头部的整个光学孔口。通过这种方式,光学上非活性的基板边界不会引起内窥镜头部的必要直径的任何增大,因为其在光学引导件的外径之内或接近光学引导件的外径。基板的角部34用于将成像装置固定就位,并且通过管状光学引导件被保持在位。因此,这些角部确实阻碍了沿着光学引导件21的光传输路径的一部分,但是当在实现了减小头部直径的情况下考虑时,遮挡的百分比可以忽略不计,其中头部直径是在构造设备时考虑的最重要的参数。

[0083] 现在参考图3,图3是示例性内窥镜头部的等距视图,其示出了透明本体23、LED照明源22、安装在透明镜筒21内的成像传感器26和透镜组件27以及它们在头部内的相对位置。虽然在该视图中示出了两个透镜,但是可选的实现方式可以具有带有多于两个透镜的透镜组件27。

[0084] 现在参考图4,图4示出了使用晶片级光学技术构造的示例性内窥镜头部。为了进一步降低内窥镜头部的生产成本,可以使用这种晶片级光学元件来生产透镜组件27和检测器阵列26,例如可以从其上形成有印刷的透镜和检测器阵列的层的基板上将镜和检测器阵列切割下来。透镜组件装配到管状壁21中,该管状壁21用作从LED 22发射的光的照明引导件,并且还在身体器官中的插入、操作和操纵的医疗程序期间稳定头部结构。

[0085] 在有利的实现方式中,内窥镜还可以用于从被检查的区域分离细胞,随后通过使用液体冲洗该区域来对这种分离的细胞进行采样,随后将带有要检查的细胞的液体通过孔口12或者通过导管中的另一个孔口抽出。如图1所示,可以使用位于内窥镜手柄中的冲洗系统来执行冲洗。这种细胞学泵可以用于妇科,例如用于检测卵巢癌。这种细胞学应用必须包

括分离并采集待分析的细胞的分离与采集装置。将在图7中示出用于这种细胞学实现方式的包括所需的泵和管路的手柄的示例性示意图。

[0086] 现在参考图5,图5示出了具有成像头20的微型内窥镜的示意图,该成像头20具有用于分离这种细胞以使其待采集的结构化外表面50。当头部20在解剖学空间内前进时,结构化外表面50将细胞从该结构化外表面50移动通过的通道分离。在图5所示的实现方式中,内窥镜头部21的外壁具有结构化的表面,使得该结构化的外表面采集例如存在于器官的粘膜中或者在输卵管的内壁的纤毛之间的细胞。在这种实现方式中,内窥镜头部的小直径不会被结构化表面50显著增大。虽然图5所示的结构化表面由锥形突起组成,但可以使用任何合适的结构,例如锯齿状(jagged) 63、带齿(toothed) 64、带毛或拭子状表面62。如图2A所示,(一个或多个)光源22朝着管状壁21提供照明,该照明被朝着远侧发射以及径向地发射,并且反射的照明射向透镜组件27,在透镜组件27处聚焦到检测器阵列26上。结构化表面由这种材料制成,该材料使得结构化表面支持有利的光分布并且允许来自内窥镜头部20的光径向地发射和朝着远侧发射。如果结构化表面的材料是反射性很高,则可以用于覆盖内窥镜头部的仅一部分,以便允许期望的部分径向的光发射。此外,虽然在图5中已经示出了结构化表面仅覆盖成像头,但是根据进一步的实现方式,该结构可以应用于导管外壁11的一部分。

[0087] 现在参考在图5中的位于内窥镜的远端处的一个或多个冲洗孔12的布置,一个或多个冲洗孔12保证冲洗流体的更特定方向,并且还便于将内窥镜与导丝一起使用。通过相对于内窥镜管的轴线成锐角地形成冲洗孔,喷射的冲洗或清洗流体52被沿着向前的方向导向,这是用于有效冲洗并且从成像相机所要观察的区域冲走碎屑和不透明流体的优选方向。但是,冲洗孔的这种取向的另一个优点是,使导丝51向下穿过内窥镜孔离开变得容易。这种预先插入的导丝可用于将内窥镜引导到所需目标或者沿着所需方向引导内窥镜的常规功能,或者,如果采集拭子53被附接到导丝51的端部,则这种导丝可用于从内窥镜已插入其中的内腔或器官或解剖学空间内部采集并取出细胞样本。

[0088] 现在参考图6,其示出了另一示例性内窥镜的示意图,该内窥镜具有用于细胞学采集的可膨胀球囊60。球囊60被示出为位于导管的周围并且适于在膨胀时与解剖学空间的壁接触以便分离细胞。球囊60可以通过位于手柄中的球囊泵来膨胀,该球囊泵可以是图1所示的注射机构14,或者可以是在内窥镜头部到达其期望的位置时沿着位于套管轴11中的管结构61向下推动气体或更通常地是液体的单独的泵(图1中未示出的单独的泵)。可膨胀球囊60具有粗糙表面62,以促进从内窥镜正在检查的解剖学空间的壁采集细胞。这种示例性表面62具有适于从解剖学空间的壁采集细胞的刷毛。现在参考图6A和图6B,图6A和图6B示出了用于例如图6所示的细胞学采集的可膨胀球囊的两个不同示例性实施例的剖面的示意图。图6A所示的球囊具有尖齿的外表面63,并且图6B所示的球囊具有凹凸形状(粗糙)的外表面64。另外的实现方式可以具有带有倒圆的齿、粗糙的、带毛的或拭子状的表面的球囊。球囊是特别有利的,因为当内窥镜移动通过体腔时,其外表面顺应内窥镜位于其中的器官或内腔的壁,从而提供了大的接触表面积以最大程度地采集细胞。应控制膨胀或填充压力,以提供有效的细胞采集手术,而不能引起因过度膨胀或过度填充而损伤对象的危险。相比于使拭子向下通过内窥镜的工作通道的现有技术,球囊和结构化表面的实施例都允许更简单的细胞采集方法。如图2A先前所示的,光源22向管状壁提供照明,所述照明如图2A所示地

向远侧发射和径向地发射,并且被反射的照明射向镜头组件27,并且在镜头组件27处被聚焦到检测器阵列26上。

[0089] 现在参考图7,图7示出了示例性微型内窥镜手柄的示意图,该手柄与如图6所示的可膨胀球囊一起使用,以用于细胞学采集。液体注射泵14用于使来自设备的液体通过孔口12(图1所示)排出(喷射出),并且单独的液体抽取泵71被示出用于通过导管中的孔口从解剖学区域中抽取液体并使其进入位于设备的手柄15中的细胞收集容器73中。套管11容纳三个分开的管结构:用于填充球囊60的管结构61,用于将液体从开口12喷射到解剖学空间的管结构65,以及用于将包含细胞的液体从靠近内窥镜头部的解剖学空间中抽取到细胞收集容器73中的管结构72。提供单向阀瓣74,以防止采集到的细胞从细胞收集容器73泄漏回去。套管内的管结构的布置可以是允许液体沿着图7中的箭头所示的方向流动的任何合适的布置。例如,用于球囊膨胀的轴61可以朝着套管的外表面定位,使得其靠近球囊。套管11具有足够的结构刚度以容纳所有这些管结构,使得当套管被操纵通过解剖学空间时,液体通过管结构的流动不会受到不利的影响。可以手动地操作的液体注射机构14将液体通过流入管从储液器13中抽出并朝着阀70泵送。在通过阀70之后,液体沿着导管11的远侧方向继续向下行进。阀70可以包括两个分开的阀瓣,以交替地阻塞管结构61或管结构65,使得能根据使用者的需要来将液体注射到球囊中或将液体从开口12中射出。应理解到,图5的细胞学实现方式可以使用类似的手柄结构,但是由于该实现方式中没有球囊,因此该可选的手柄仅需要管结构65和72。如此,在图5的实现方式中,阀70将不是必需的。

[0090] 本领域技术人员应理解到,本发明不受上文已具体示出和描述的内容的限制。更确切地说,本发明的范围包括上文描述的各种特征的组合和子组合,以及本领域技术人员在阅读以上描述时将设想到的并且不是现有技术的针对本发明的变型和修改。

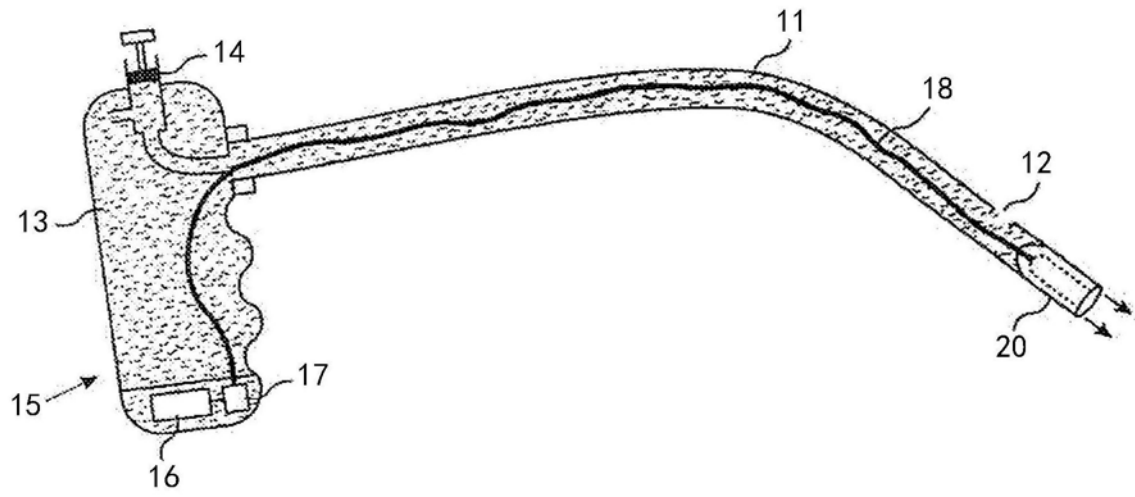


图1

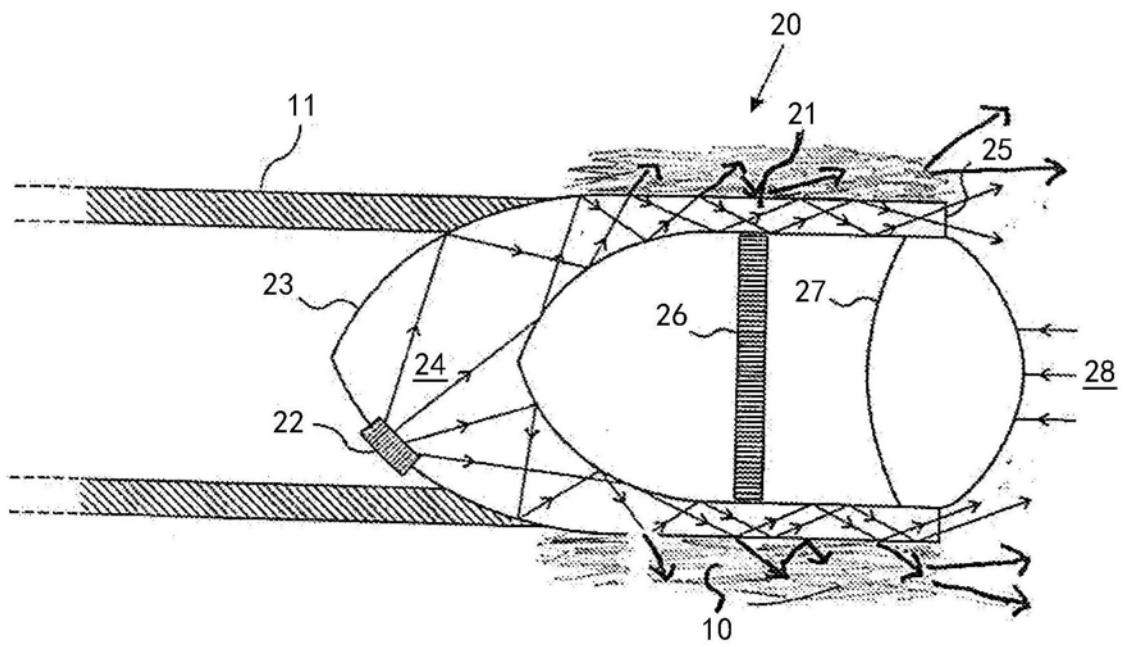


图2A

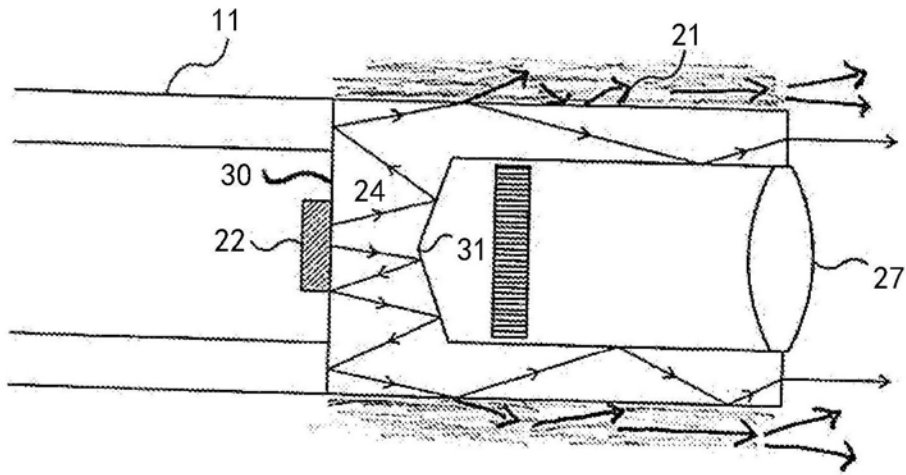


图2B

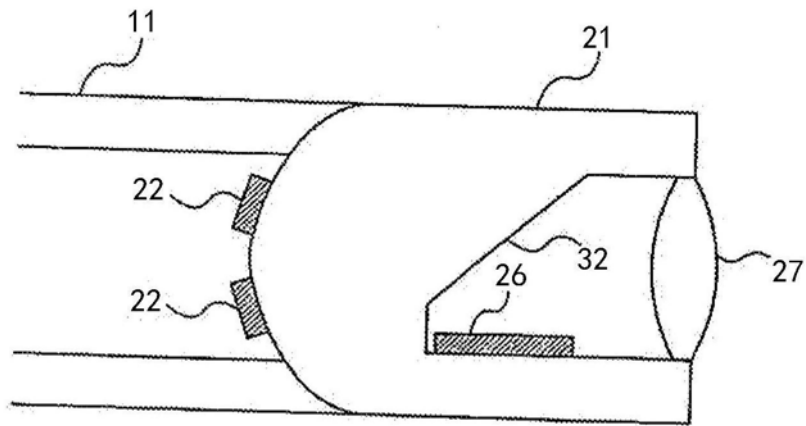


图2C

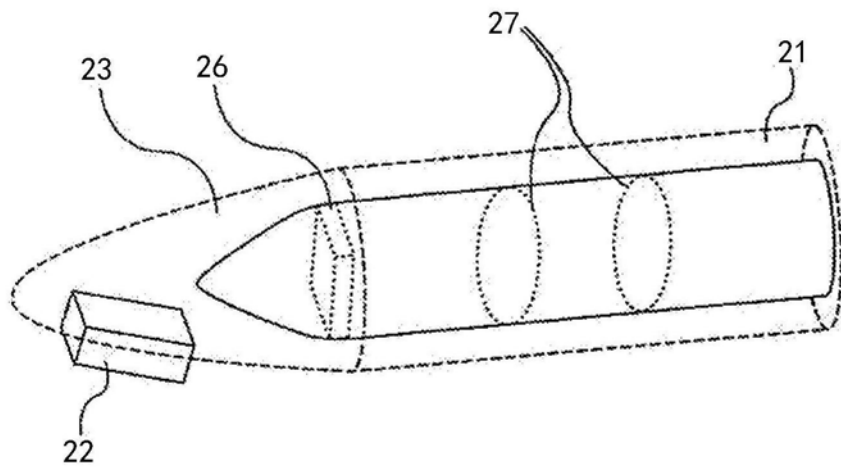


图3

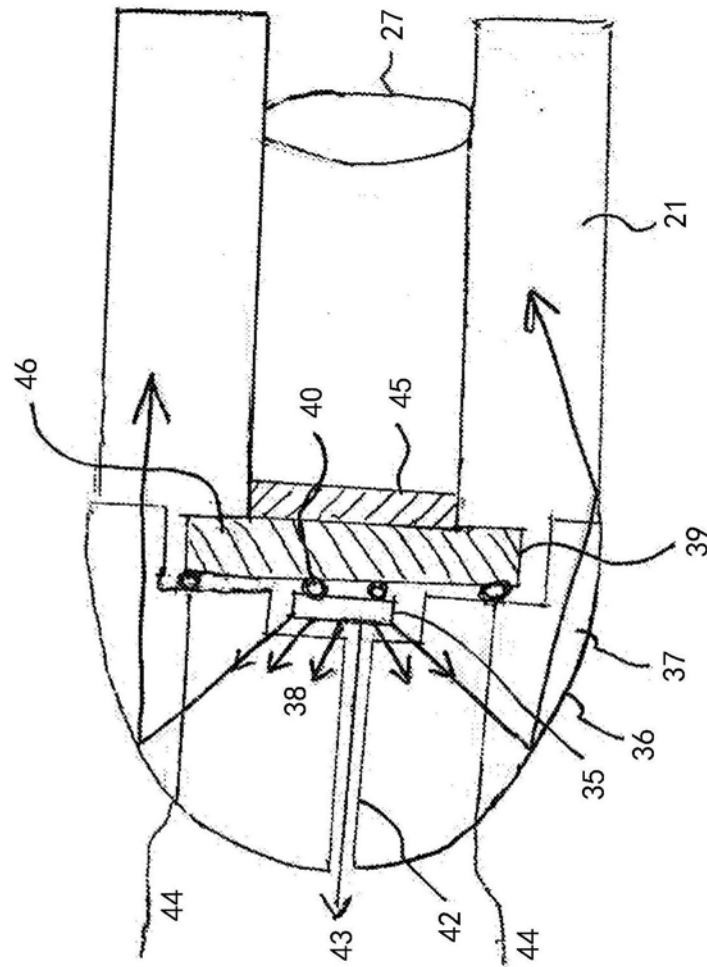


图2D

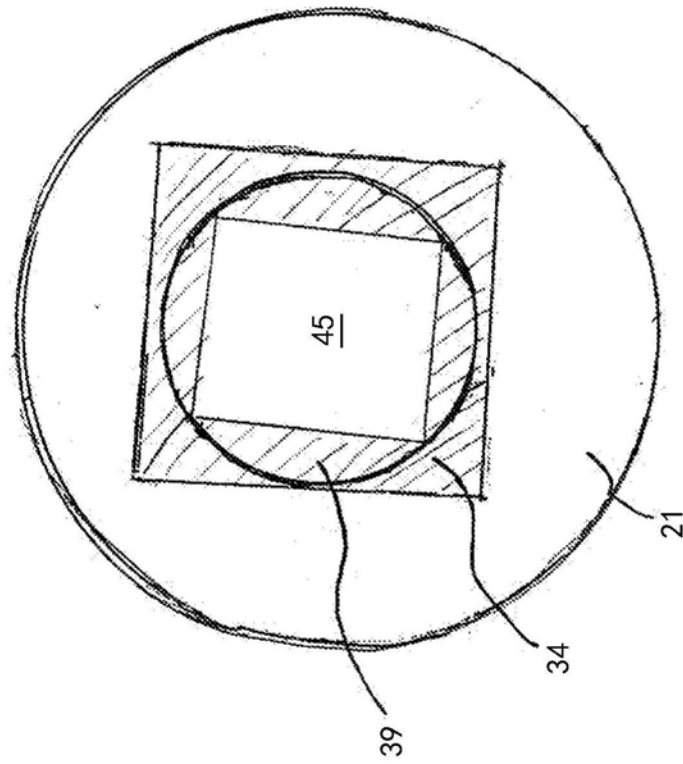


图2E

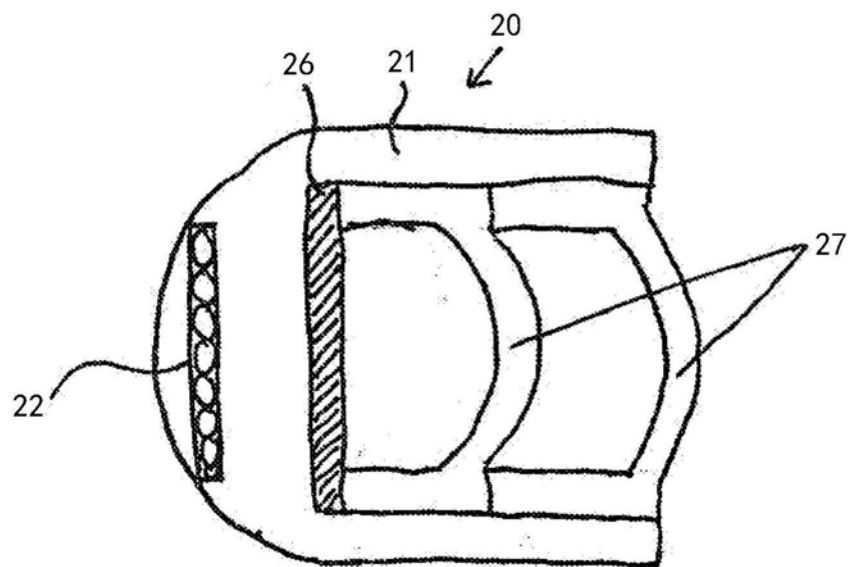


图4

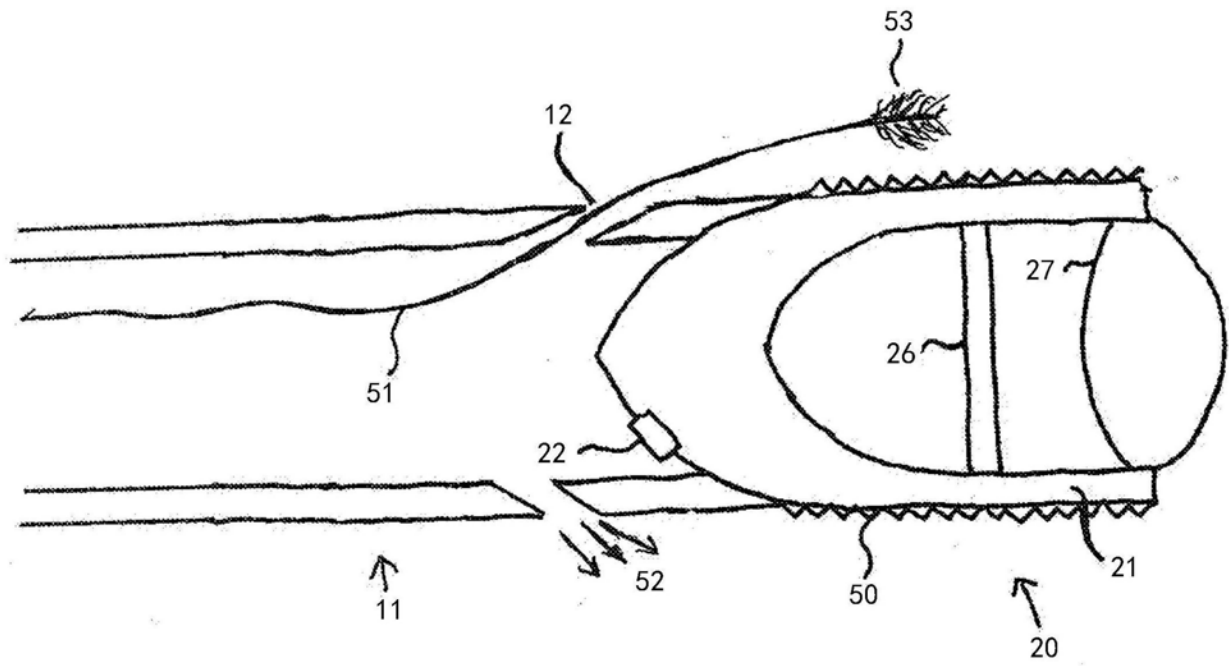


图5

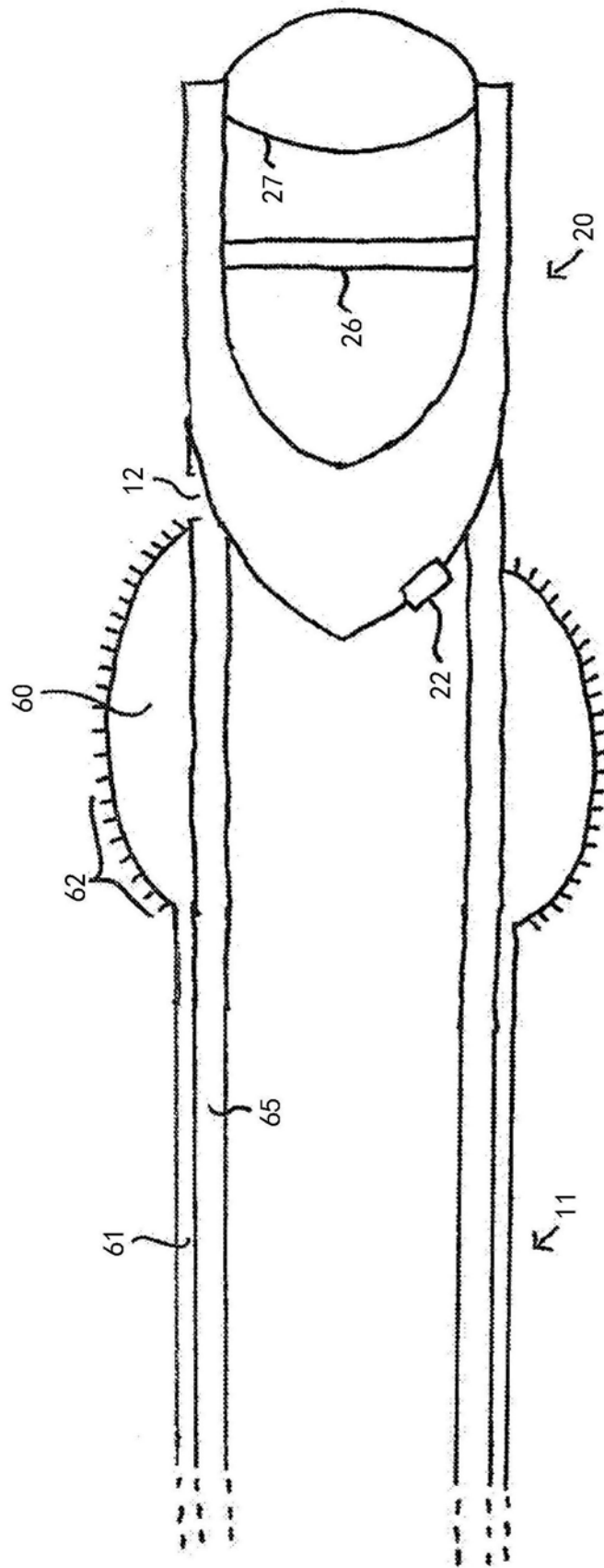


图6

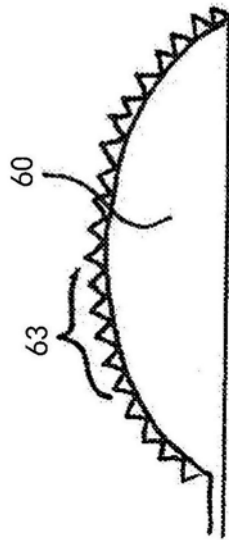


图6A

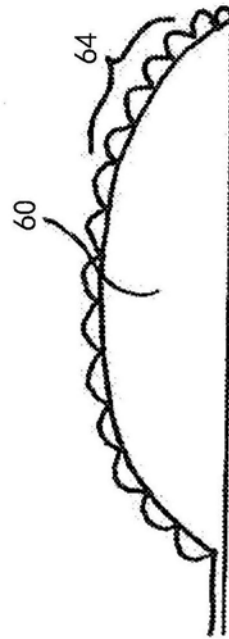


图6B

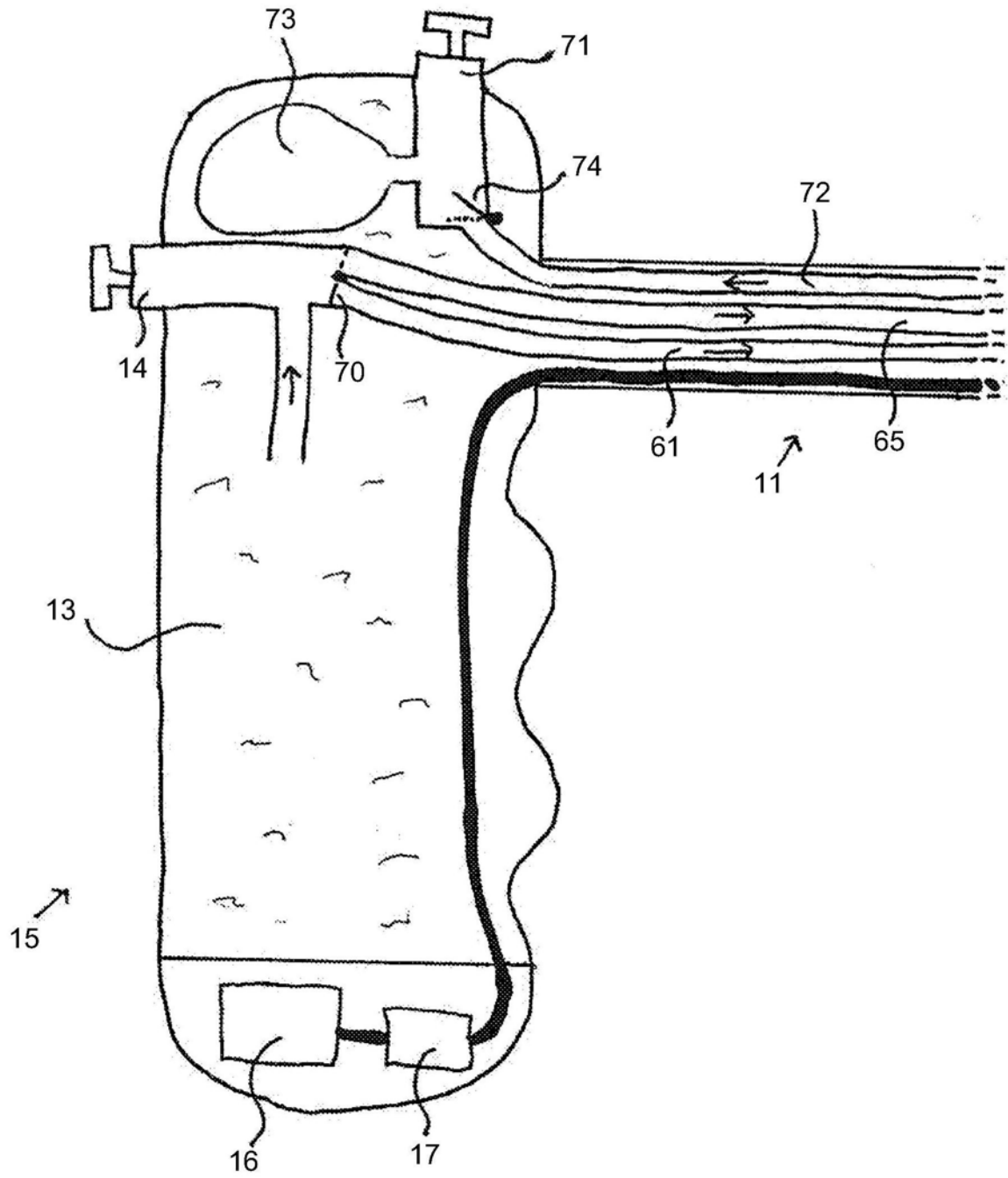


图7

专利名称(译)	一次性微型内窥镜检查系统		
公开(公告)号	CN111295126A	公开(公告)日	2020-06-16
申请号	CN201880070411.4	申请日	2018-09-12
发明人	A·本-阿依		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00082 A61B1/00096 A61B1/00103 A61B1/015 A61B1/05 A61B1/0676 A61B1/07 A61B1/233 A61B1/307 G02B23/2423 G02B23/2469		
代理人(译)	蔡洪贵		
优先权	62/556516 2017-09-11 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜组件，其包括结合有储液器和注射系统的手柄、附接到该手柄的套管以及附接在远侧的微型成像头。该成像头是透明的管状体，其具有基本封闭的近端以及从封闭的近端延伸至本体的远侧开口端的管状壁。光源被附接到封闭的近端，并且其发射的照明被导向到本体的管状壁中，使得照明在管状壁内被部分地内部反射，并且被径向地从远侧开口端发射。光源被布置在管状体的外部尺寸的径向内侧。可选择地，光源可以与相机芯片背对背地定位。提供了一种用于从内窥镜在其中操作的区域采集细胞的系统。

