



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106061358 A

(43)申请公布日 2016.10.26

(21)申请号 201580011127.6

(22)申请日 2015.02.26

(30)优先权数据

102014204243.7 2014.03.07 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.08.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/054040 2015.02.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/132127 DE 2015.09.11

(71)申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72)发明人 A.希克 P.伦奇勒

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 侯宇 孟婧

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

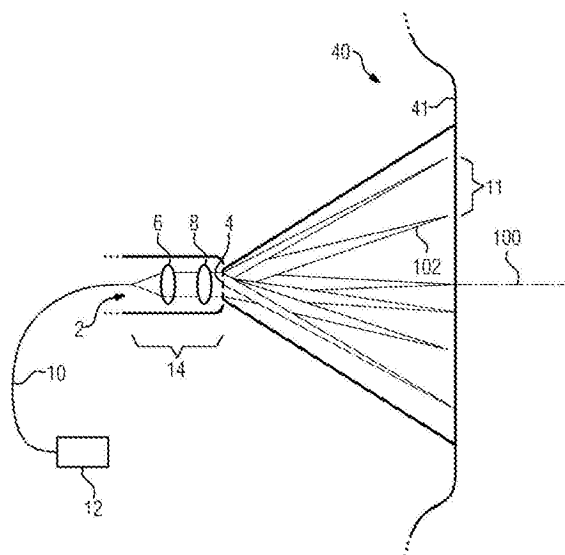
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

具有深度确定装置的内窥镜

(57)摘要

本发明涉及一种用于确定空腔(40)的部分区域的深度的内窥镜(1),所述内窥镜包括用于将图案投影到空腔(40)的表面(41)上的投影通道(2)和成像通道(3),所述成像通道设置用于使被投影的图案的由空腔(40)的表面(41)反射的图像成像,其中,投影通道(2)具有至少一个用于产生图案的衍射光学元件(4)、准直器(6)和聚焦透镜(8)。按照本发明,所述聚焦透镜(8)布置在准直器(6)与衍射光学元件(4)之间。



1. 一种用于确定空腔(40)的部分区域的深度的内窥镜(1),包括至少一个用于将图案投影到空腔(40)的表面(41)上的投影通道(2)和至少一个成像通道(3),所述成像通道设置用于使被投影的图案的由空腔(40)的表面(41)反射的图像成像,其中,投影通道(2)具有至少一个用于产生图案的衍射光学元件(4)、准直器(6)和聚焦透镜(8),其特征在于,所述聚焦透镜(8)布置在准直器(6)与衍射光学元件(4)之间。

2. 按权利要求1所述的内窥镜(1),其特征在于,所述衍射光学元件(4)、准直器(6)和聚焦透镜(8)布置在投影通道(2)的部分区域(14)内,其中,所述部分区域(14)相对于光轴(100)具有最大5mm的轴向延伸。

3. 按权利要求1或2所述的内窥镜(1),其特征在于,所述准直器(6)、聚焦透镜(8)和衍射光学元件(4)相对于光轴(100)共轴地布置在投影通道(2)中。

4. 按前述权利要求之一所述的内窥镜(1),其特征在于,所述成像通道(3)的横截面(18)大于所述投影通道(2)的横截面(16)。

5. 按前述权利要求之一所述的内窥镜(1),其特征在于,所述投影通道(2)的横截面(16)小于等于 2mm^2 。

6. 按前述权利要求之一所述的内窥镜(1),其特征在于,所述成像通道(3)的横截面(16)大于等于 2mm^2 。

7. 按前述权利要求之一所述的内窥镜(1),其特征在于,所述内窥镜具有与单模光纤(10)光学耦合的投影通道(2)。

8. 按权利要求7所述的内窥镜(1),其特征在于,所述单模光纤(10)与激光器(12)光学耦合。

9. 按前述权利要求之一所述的内窥镜(1),其特征在于,所述成像通道(3)与用于拍摄被反射的图案的图像的摄像机光学耦合。

10. 按权利要求9所述的内窥镜(1),其特征在于,所述摄像机是三芯片摄像机。

11. 按前述权利要求之一所述的内窥镜(1),其特征在于,所述内窥镜具有器械通道。

12. 一种用于确定空腔(40)的部分区域的深度的方法,其中,使用具有投影通道(2)和成像通道(3)的内窥镜(1),所述投影通道(2)包括衍射光学元件(4)、准直器(6)和布置在准直器(6)与衍射光学元件(4)之间的聚焦透镜(8),其中,借助投影通道(2)将图案投影到空腔(40)的表面(41)上,并且借助成像通道(3)使图案的由表面(41)反射的图像成像,其中,借助衍射光学元件(4)产生图案。

13. 按权利要求12所述的方法,其中,借助衍射光学元件(4)产生点状图案。

14. 按权利要求13所述的方法,其中,借助点状图案的点的间距(11)确定空腔(40)的部分区域的深度。

具有深度确定装置的内窥镜

[0001] 本发明涉及一种用于确定空腔的部分区域的深度的内窥镜。

[0002] 微创手术的数量在这些年持续上升。在此,能够确定患者体内待检查的空腔的深度并且同时进行成像方法的内窥镜(3D内窥镜)起到越来越重要的作用。按照现有技术,为了确定例如患者的腹腔深度,开设多个入口(Ports)。然而,在微创手术中试图使入口的数量最少化。

[0003] 为了实现入口的最少化,试图这样对按照现有技术已知的内窥镜进行补充,从而基本上实现深度的确定。这种3D内窥镜的主要缺点在于,可供构造和集成用于确定深度的光学器件的结构空间很小。由此尤其影响了光学器件的分辨率、图像质量、深度清晰度和视野,由此在整体上降低了已知的3D内窥镜的深度确定的光学性能。

[0004] 按照现有技术已知的3D内窥镜通常应用用于确定深度的立体镜的原理。为此,将两个分别包括成像光学器件的成像通道导引通过3D内窥镜。由借助两个成像通道从不同视角检测的空腔图像,可以由图像的像点之差实现对空腔的深度确定。立体镜的根本问题在于对应问题。由借助一个成像通道成像的第一图像的像点和借助另一成像通道成像的第二图像的像点的改变的位置实现深度确定。在此,第一图像中的像点和第二图像中的像点必须能够识别为相同的像点。如果没有这种可识别性,则存在对应问题。

[0005] 对于较小纹理的表面例如血液或者对于有机组织,通常只有很少数量的像点可供使用,从而加剧了在微创手术中应用立体镜的对应问题。

[0006] 为了解决对应问题,现有技术建议了所谓的主动三角测量方法,其中,在主动三角测量中,3D内窥镜的成像通道由投影通道所取代。由此,尽管在很大程度上解决了对应问题,但不利地降低了3D内窥镜的成像光学器件的光学性能。这种降低特别在微创手术中是不允许的。

[0007] 用于确定深度的颜色编码的三角测量方法也被证明是有问题的,因为有机组织通常由血液包围,所以所投影的颜色图案的蓝色和绿色部分几乎被完全吸收。由此在颜色图案的图像中形成错误位置,其又会导致对应问题。

[0008] 本发明所要解决的技术问题在于,改善内窥镜的光学深度确定。

[0009] 该技术问题按本发明通过具有独立权利要求1所述特征的装置和具有独立权利要求13所述特征的方法解决。在从属权利要求中给出本发明的有利的设计方案和扩展设计。

[0010] 按照本发明的用于确定空腔的部分区域的深度的内窥镜包括至少一个用于将图案投影到空腔的表面上的投影通道和至少一个成像通道,所述成像通道设置用于使被投影的图案的由空腔的表面反射的图像光学地成像,其中,投影通道具有至少一个用于产生图案的衍射光学元件。

[0011] 按照本发明,借助衍射光学元件产生实现空腔的部分区域的深度确定的图案。衍射光学元件(简称DOE)是设计用于使光线在空间上结构化的光学元件,其中,借助衍射(Diffraktion)实现结构化。光学格栅例如是衍射光学元件。借助衍射光学元件产生图案,尤其是点状图案,在对所述图案进行分析之后实现对空腔部分区域的深度确定。

[0012] 通过将衍射光学元件布置在内窥镜的投影通道内,可以有利地例如借助其它光学

部件形成DOE投影仪。在此,DOE投影仪是不包括幻灯机(Dias)但包括衍射光学元件的投影仪。特别有利的是,这种DOE投影仪的所需结构空间相对具有幻灯机的投影仪来说更小。

[0013] 优选通过DOE投影仪的较小空间需求实现投影通道与成像通道之间尽可能大的间距。这是有利的,因为所述间距相当于三角测量的三角测量基线,其中,增大的三角测量基线尤其改善内窥镜的深度分辨率。

[0014] 按照本发明建议一种用于确定空腔的部分区域的深度的方法,其中,使用具有投影通道和成像通道的内窥镜,所述投影通道包括衍射光学元件、准直器和布置在准直器与衍射光学元件之间的聚焦透镜,其中,借助投影通道将图案投影到空腔的表面上,并且借助成像通道使图案的由表面反射的图像成像,其中,借助衍射光学元件产生图案。

[0015] 按照本发明,将借助衍射光学元件产生的图案投影到空腔部分区域的表面上并且借助成像通道使图案的由表面反射的图像成像。由此形成与已经阐述的按照本发明的内窥镜同类和同等价值的优点。

[0016] 按照本发明,投影通道包括准直器和聚焦透镜,其中,所述聚焦透镜布置在准直器与衍射光学元件之间。

[0017] 引入投影通道中的光线借助透镜被准直。按照本发明,投影通道包括另一透镜,其将引入投影通道中的光线聚焦到内窥镜的工作距离上。先提到的透镜构成准直器,多个透镜构成准直器光学器件,并且后提到的透镜构成聚焦透镜。在此,设有衍射光学元件,其在产生图案时考虑到光线的聚焦。

[0018] 优选地,所述衍射光学元件、准直器和聚焦透镜布置在投影通道的部分区域内,所述部分区域相对于光轴具有最大5mm的轴向延伸。

[0019] 在此,光轴在部分区域内优选与投影通道的对称轴共轴地延伸。在此规定,所述准直器、聚焦透镜和衍射光学元件相对于光轴共轴地布置在投影通道中。通过将衍射光学元件、准直器和聚焦透镜布置在具有最大5mm的轴向延伸的部分区域中,形成了布置在内窥镜的投影通道中的DOE投影仪。所述DOE投影仪优选具有较小的结构空间需求,因此DOE投影仪能够安装在按照现有技术已知的内窥镜中。为此,准直器优选具有最大1mm的直径。通过所述准直器的较小直径,可以有利地增大三角测量基线,由此改善内窥镜的深度分辨率。

[0020] 按照本发明的一种有利的设计方案,所述成像通道的横截面大于所述投影通道的横截面。

[0021] 通过垂直于相应通道的光轴剖切得到的成像通道或者投影通道的剖面形成的面分别称为横截面。

[0022] 投影通道的相对于成像通道减小的横截面有利地足够用于将DOE投影仪布置在投影通道内。由于DOE投影仪的较小结构空间需求,节约了在内窥镜中可供使用的结构空间,因此可以将更多的结构空间用于成像通道,并且由此用于改善布置在成像通道中的成像光学器件。

[0023] 所述投影通道的横截面优选小于等于 2mm^2 。

[0024] 由此有利地形成特别小的投影通道,因此可以进一步在内窥镜中省出结构空间。在此,所述成像通道的横截面优选至少为 2mm^2 。所述成像通道的横截面尤其处于 25mm^2 至 64mm^2 的范围内,其中,可以设置更大的成像通道。

[0025] 按照本发明的一种有利的设计方案,投影通道与单模光纤光学耦合。

[0026] 由此将借助单模光纤(英语:Single-Mode Fiber;SMF)导引的光线借助单模光纤引入投影通道内。所述单模光纤有利地只导引一种光模式,由此避免了在可能导致投影图案受干扰的多个光模式之间的干涉。

[0027] 优选地,所述单模光纤与激光器耦合,其中,激光器的光线通过单模光纤导入投影通道中。在此,激光的波长为了最佳地产生例如蓝色光谱范围内的点对比度而可以与手术中的应用适配。特别有利的是,用干涉滤波器通过将激光用作光源减少日光和/或人造光的干扰影响。

[0028] 在一种优选的扩展设计中,所述成像通道与用于拍摄被反射的图案的图像的摄像机光学耦合。

[0029] 特别优选的是设计为三芯片摄像机的摄像机。在此,所述摄像机具有用于所拍摄图像的红色光谱范围的芯片、用于绿色光谱范围的芯片和用于蓝色光谱范围的芯片。由此有利地使被反射且借助成像通道成像的图案几乎完全地成像。

[0030] 在本发明的一种优选的设计方案中,所述内窥镜包括至少一个器械通道。

[0031] 有利地,通过器械通道可以将微创手术所需的手术器械引入空腔中。通过将衍射光学元件布置在投影通道中节约了结构空间,所述结构空间又可以用于器械通道。

[0032] 在本发明的一种有利的设计方案中,借助衍射光学元件产生点状图案。

[0033] 在此,点状图案的单个点相应于衍射光学元件的衍射等级。换言之,通过引入投影通道内的光线的相长干涉和相消干涉,借助衍射光学元件产生点状图案。所述点状图案投影在空腔的部分区域的表面上并且通过对点间距的分析确定部分区域的深度。因此,通过借助衍射光学元件由衍射产生的点状图案,有利地减少了在主动三角测量时的对应问题。

[0034] 本发明的其它优点、特征和细节由以下根据附图描述的实施例给出。在附图中:

[0035] 图1示出内窥镜的投影通道的局部,其中,投影通道包括衍射光学元件;

[0036] 图2示出具有投影通道和成像通道的内窥镜的剖视图;并且

[0037] 图3示出具有投影通道和成像通道的内窥镜的另一剖视图。

[0038] 同类的元件在附图中配设有相同的附图标记。

[0039] 图1示出未显示的内窥镜1的投影通道2的示意性局部。在此,投影通道2按照本发明地具有衍射光学元件4。在投影通道2内部还布置有准直器6和聚焦透镜8。可以设置其它光学部件,例如透镜、镜面、物镜和/或光束转向装置。还可以设置多个投影通道。投影通道不一定延伸通过整个内窥镜1。例如可以将内窥镜1的包括至少一个衍射光学元件2的部分区域视为投影通道。

[0040] 准直器6、聚焦透镜8和衍射光学元件4相对于投影通道2的光轴100共轴地布置。在此,所述元件4、6、8布置在投影通道2的部分区域14中,所述部分区域14相对于光轴100具有接近3mm的轴向延伸。通过借助衍射光学元件4在内窥镜1的投影通道2内形成DOE投影仪,节约了结构空间,所述结构空间可以用于其它部件,例如用于未显示的器械通道。

[0041] 投影通道2借助单模光纤10与激光器12或者发光二极管光学耦合。激光器12的光线在单模光纤10中导引并且引入投影通道2,借助准直器6进行准直并且借助聚焦透镜8进行聚焦。在聚焦透镜8之后,激光器12的光线导引至衍射光学元件4,因此通过光线在衍射光学元件4上的衍射将点状图案投影在空腔40的部分区域的表面41上。点状图案的单个点在

此相当于衍射等级102(衍射光线的强度分布的主瓣最大值和旁瓣最大值)。

[0042] 衍射光学元件4设计为,使得点状图案的单个点的距离11变化,其中,借助距离11的变化解决或者减少对应问题。换言之,通过例如由点状图案在平坦表面上的投影产生(校准)的原始点状图案的比较实现被反射图案的点的配属。因此,一个点与其相邻点的变化的距离产生编码,所述编码用于解决或者改善对应问题。

[0043] 在图2中示出内窥镜1的示意性剖视图,其中,剖面垂直于投影通道2的光轴100延伸。图2还示出成像通道3,其中,可以设置多个成像通道。优选的是具有两个成像通道3和一个投影通道2的内窥镜1。

[0044] 通过DOE投影仪在内窥镜1的投影通道2中的布置或者设计,投影通道2的横截面16可以明显小于成像通道3的横截面18。因此,通过成像通道3的增大的横截面18显著改善布置在成像通道3内的未显示的成像光学器件的光学性能。

[0045] 投影通道2尽可能布置在内窥镜1的外边缘区域。此外,成像通道3布置在内窥镜1的与投影通道2对置的另一外边缘区域。由此有利地增大了成像通道3的光瞳20与投影通道2之间的三角测量基线42,由此改善了内窥镜1的深度分辨率。在此,三角测量基线处于5mm至10mm的范围内。

[0046] 在图3中示出内窥镜1的另一示意性剖视图,其中,剖面垂直于投影通道2和/或成像通道3的光轴100延伸。在图3中示意性示出的内窥镜1在此具有至少10mm的直径。在图3中,成像通道3的横截面18设计得尽可能大,使得成像通道3几乎完全占据内窥镜1的整个结构空间。这是可行的,因为投影通道2由于使用DOE投影仪或者衍射光学元件4只需要相对较小的横截面16,这是与具有幻灯机的投影仪相比而言的。由此在整体上进一步改善了内窥镜1的光学性能和光学深度确定过程。

[0047] 投影通道2和/或成像通道3可以包括其它光学部件,例如透镜、镜面、格栅、分束器和/或棱镜和/或整体光学设备,例如物镜。成像通道3尤其可以借助物镜构成。在此可以将摄像机、例如三芯片摄像机布置在物镜上和/或集成在物镜中。在此,通过光线、尤其是借助单模光纤10进行图像传导。

[0048] 尽管通过优选实施例部分地详细说明和描述了本发明,但本发明并不受到所公开例子的限制,本领域技术人员也可以推导出其它组合,只要不背离本发明的保护范围即可。

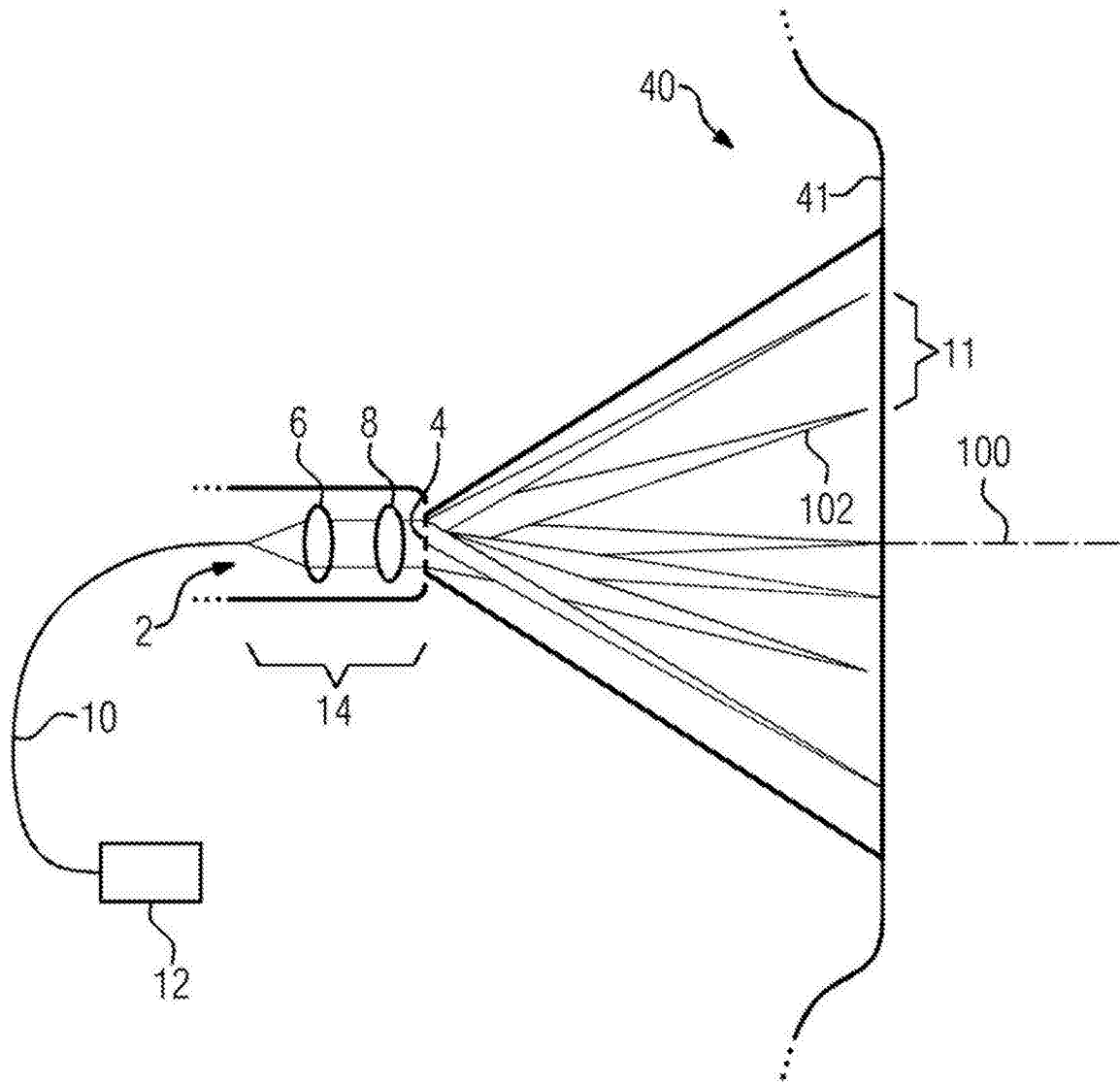


图1

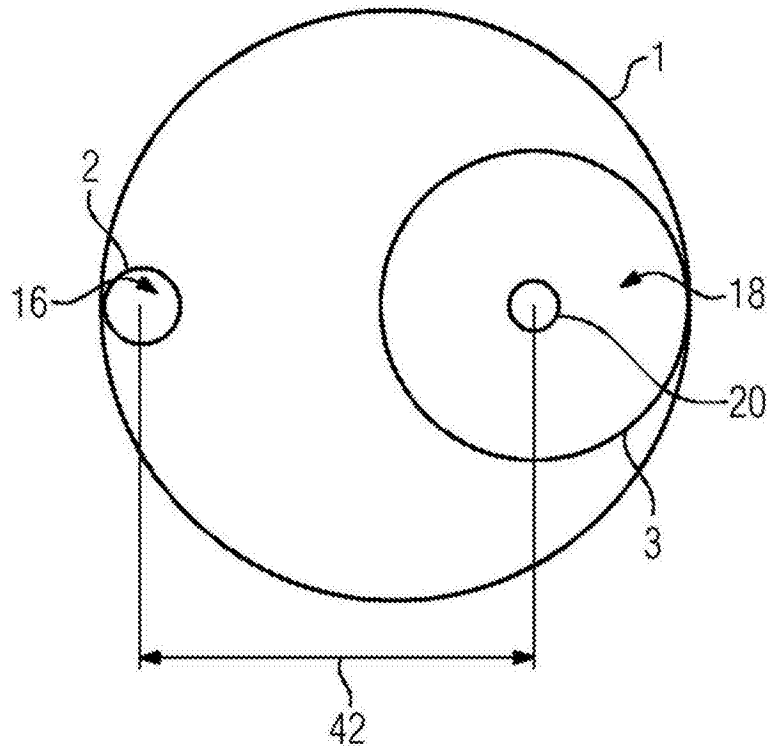


图2

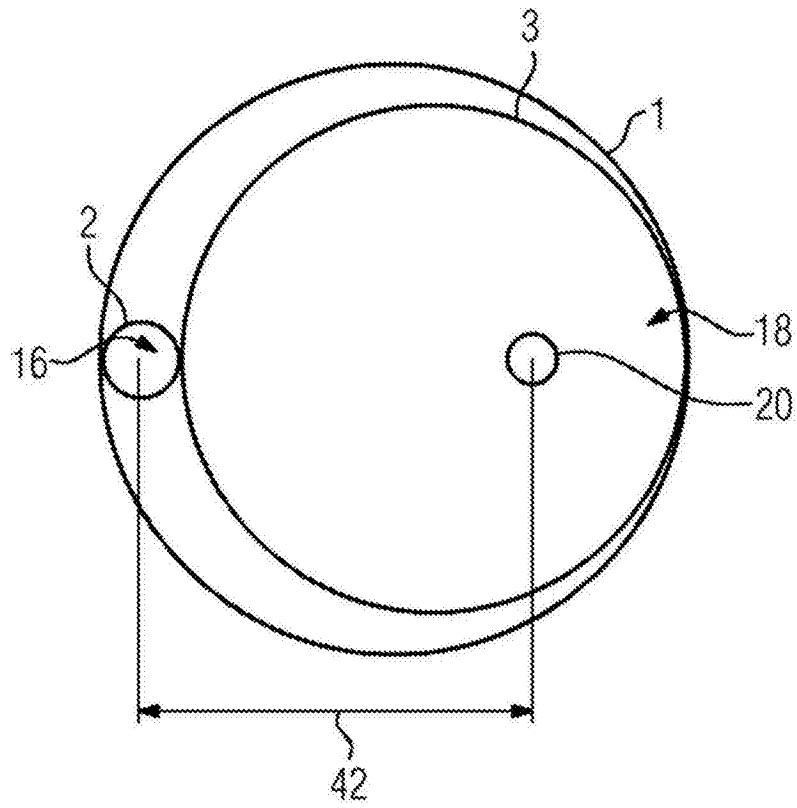


图3

专利名称(译)	具有深度确定装置的内窥镜		
公开(公告)号	CN106061358A	公开(公告)日	2016-10-26
申请号	CN201580011127.6	申请日	2015-02-26
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子公司		
[标]发明人	A 希克 P 伦奇勒		
发明人	A.希克 P.伦奇勒		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/00163 A61B1/00179 A61B5/0084 A61B5/1076 A61B5/1079 G02B23/2461 G02B27/0944 G02B27/4222 A61B1/00009 A61B1/018 A61B1/04 A61B1/063 A61B1/07 G01B11/22 G02B23/2469 G02B27/425		
代理人(译)	侯宇 孟婧		
优先权	102014204243 2014-03-07 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于确定空腔(40)的部分区域的深度的内窥镜(1)，所述内窥镜包括用于将图案投影到空腔(40)的表面(41)上的投影通道(2)和成像通道(3)，所述成像通道设置用于使被投影的图案的由空腔(40)的表面(41)反射的图像成像，其中，投影通道(2)具有至少一个用于产生图案的衍射光学元件(4)、准直器(6)和聚焦透镜(8)。按照本发明，所述聚焦透镜(8)布置在准直器(6)与衍射光学元件(4)之间。

