



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105188503 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 23

(21) 申请号 201380074815. 8

代理人 侯宇

(22) 申请日 2013. 11. 29

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

102013200898. 8 2013. 01. 21 DE

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/005(2006. 01)

A61B 5/107(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 17

G01B 11/25(2006. 01)

G02B 23/24(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2013/075042 2013. 11. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/111190 DE 2014. 07. 24

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 H. 福伊斯纳 A. 希克 P. 伦奇勒

P. 威斯曼

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

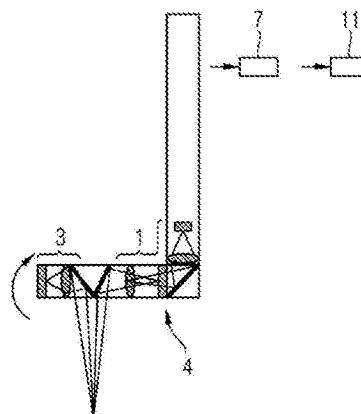
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

尤其用于微创手术的内窥镜

(57) 摘要

本发明涉及一种用于三维地检测物体的内腔 (R) 的内窥镜, 其中, 用于将有色图案投影到内腔 (R) 的区域 (W) 上的投影装置 (1) 和用于检测投影到区域 (W) 上的有色图案的图像的检测装置 (3) 至少部分定位在长条形的内窥镜延伸结构的远身端部区域内并且所述远身端部区域最多能够相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折 180°。以此方式, 能够借助用于产生区域 (W) 的 3D 图像的主动三角测量简单且有效地增大用于分析图像的三角测量基础。这种内窥镜能够特别有利地应用在微创手术中或者工业内窥镜检查术中。



1. 一种用于三维地检测内腔 (R) 的区域 (W) 的内窥镜, 其中, 所述内窥镜沿着最初的长条形内窥镜延伸结构作为具有远身端部区域的纵向体延伸, 所述远身端部区域最多能够相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折 180° , 其特征在于, 至少部分地在远身端部区域内构造有用于借助主动三角测量三维地检测所述区域 (W) 的设备。

2. 按权利要求 1 所述的内窥镜, 其特征在于, 所述用于三维地检测所述区域 (W) 的设备具有用于将尤其是编码的有色图案投影到区域 (W) 上的投影装置 (1) 和用于检测投影到区域 (W) 上的有色图案的图像的检测装置 (3)。

3. 按权利要求 2 所述的内窥镜, 其特征在于, 设计有用于将由检测装置 (3) 产生的图像传输至分析装置 (7) 的传输装置 (5), 所述分析装置用于将图像处理为三维对象坐标, 所述三维对象坐标能够借助显示装置 (11) 作为 3D 图像为操作人员进行显示。

4. 按权利要求 2 或 3 所述的内窥镜, 其特征在于, 所述投影装置 (1) 和 / 或检测装置 (3) 至少部分设计在所述远身端部区域内。

5. 按权利要求 4 所述的内窥镜, 其特征在于, 所述投影装置 (1) 和检测装置 (3) 完全地或者二者之一完全地并且二者中的另一个部分地这样设计在所述远身端部区域内, 使得所述投影装置 (1) 和检测装置 (3) 分别具有基本上垂直于弯折的远身端部区域的长条形延伸结构的观察方向。

6. 按权利要求 5 所述的内窥镜, 其特征在于, 两个观察方向能够围绕沿着远身端部区域的长条形延伸结构延伸的旋转轴线、尤其是远身端部区域的对称轴线旋转。

7. 按权利要求 4 所述的内窥镜, 其特征在于, 所述投影装置 (1) 或者检测装置 (3) 完全地设计在远身端部区域内并且另一个不设计在远身端部区域内, 并且所述投影装置 (1) 和检测装置 (3) 在弯折状态下具有基本上平行的观察方向。

8. 按权利要求 7 所述的内窥镜, 其特征在于, 两个观察方向基本上沿着最初的长条形内窥镜延伸结构延伸。

9. 按前述权利要求之一所述的内窥镜, 其特征在于, 所述远身端部区域能够相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折约 90° 。

10. 按权利要求 4 至 9 之一所述的内窥镜, 其特征在于, 所述投影装置 (1) 和检测装置 (3) 的没有设计在远身端部区域内的部分在纵向体中与远身端部区域邻接地设计。

11. 按权利要求 4 至 10 之一所述的内窥镜, 其特征在于, 所述投影装置 (1) 和检测装置 (3) 的没有设计在远身端部区域内的部分在纵向体外部设计在纵向体的近身端部区域的一侧。

12. 按权利要求 11 所述的内窥镜, 其特征在于, 所述检测装置 (3) 或者投影装置 (1) 设计在纵向体外部并且另一个设计在远身端部区域内。

13. 按权利要求 12 所述的内窥镜, 其特征在于, 从设计在纵向体外部的检测装置 (3) 或者投影装置 (1) 出发, 设计有进入纵向体的通往与纵向体内部的远身端部区域邻接的物镜的图像引导装置 (13)。

14. 按权利要求 12 或 13 所述的内窥镜, 其特征在于, 如果投影装置 (1) 设计在远身端部区域内, 从纵向体外部的光源 (17) 进入纵向体地设计有通往投影装置 (1) 的光导装置 (19)。

15. 按前述权利要求之一所述的内窥镜, 其特征在于, 所述内窥镜是刚性的并且所述远

身端部区域能够借助铰链弯折。

16. 按前述权利要求之一所述的内窥镜,其特征在于,所述内窥镜是柔性的并且所述远身端部区域能够借助柔性材料或者铰链弯折。

17. 按前述权利要求之一所述的内窥镜,其特征在于,所述内窥镜具有能够使远身端部区域弯折的机械结构或者机电结构。

18. 按前述权利要求 3 至 17 之一所述的内窥镜,其特征在于,所述传输装置 (5) 借助至少一个传输媒介将图像从检测装置 (3) 传输至分析装置 (7)。

19. 按权利要求 18 所述的内窥镜,其特征在于,借助作为传输媒介的镜子、电导线、光导体或者透明的层或导电层能够使光学图像数据或者电图像数据转向。

20. 按前述权利要求 2 至 19 之一所述的内窥镜,其特征在于,设有能够确定投影装置 (1) 和检测装置 (3) 的位置的位置确定装置 (9)。

21. 按前述权利要求 3 至 21 之一所述的内窥镜,其特征在于,所述投影装置 (1) 向内腔的区域 (W) 交替地投射白光与有色图案,并且所述检测装置 (3) 交替地检测区域 (W) 的有色图像与能借助白光校准的 3D 图像。

22. 按权利要求 21 所述的内窥镜,其特征在于,所述显示装置 (11) 为操作人员实时地提供区域 (W) 的有色图像和 3D 图像。

23. 按权利要求 21 或 22 所述的内窥镜,其特征在于,所述 3D 图像和有色图像的检测数据速率分别在 20 至 40Hz 之间,尤其是 25Hz。

24. 按前述权利要求 3 至 23 之一所述的内窥镜,其特征在于,所述分析装置 (7) 将区域 (W) 的三维对象坐标与区域 (W) 的通过至少另一个测量装置、尤其是核磁共振术或者计算机 X 射线断层扫描术得到的点云数据合并。

尤其用于微创手术的内窥镜

[0001] 本发明涉及一种按照独立权利要求的前序部分所述的尤其用于微创手术的内窥镜。

[0002] 与通常是传统的开放式手术相比,对于微创手术或者腹腔镜检查和尤其对于无疤手术来说,存在大量方法技术上的限制。它们主要涉及可视化显示、空间定位、对组织性质的评估和在自由度显著减小时的工作区域的空间局限性。出于此原因,尤其是复杂的手术迄今尚不能微创地进行,尽管这是非常值得期待的。

[0003] 因此,在世界范围内致力于深入的研究和开发,以便扩展微创手术的可应用性。

[0004] 传统的微创手术的主要缺点在于,关于第三维度的信息缺乏或者不准确,因为只能观察器官表面并且例如不能采用触觉来定位在器官内部的肿瘤。深度信息例如原则上可通过术前得到的体数据组的投影确定,但这种增强或增大现实性的方式向来在可靠参考性方面落空。与术前诊断相比,在手术中总是出现或多或少形成的位置和形状改变,例如腹腔内解剖,术前数据组必须分别与其适配。如果与现有技术相比,存在关于例如腹腔内器官的当前表面的更准确的信息,这种适配可通过软件技术实现。此外,在传统上也强烈限制了视线。

[0005] 大量方法的前提是实时的准确的连续的深度测量。传统上不能针对手术的每个时间点确定各解剖结构与应用的测量对象之间的准确距离。这种信息的缺乏是现在还存在大量问题的原因。

[0006] 为了继续开发通过自然身体孔的医疗手术,精确的 3D 测量技术是核心科技。如果不能成功地实施,则 NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery: 自然孔穿腔内窥镜手术) 或者无疤微创手术 (其中借助通过自然身体孔的入口进行手术) 不能引入临床。对于 NOTES,使用机电一体化的辅助系统是不可或缺的。这又必然需要可靠运行的深度或 3D 测量技术以避免碰撞,用于补偿呼吸造成的器官偏转和大量其它功能。

[0007] 为了提供 3D 信息和相应的 3D 测量技术,可使用不同的迄今应用在其它技术领域的解决方案。

[0008] 立体镜术

[0009] 立体镜三角测量是距离测量的传统原理。在此,对象在两个观察方向下借助摄像机成像。如果在两个图像中均识别出显著点,则在摄像机 (所谓的基础) 的距离已知的情況下,形成三角形,其通过基础值和两个角度明确确定并且实现了点距离的计算。然而在此的缺点是,在大多数情况下在对象中存在的显著点过少并且因此在摄像机中找到的对应点过少。这种问题称为对应问题。

[0010] 相位三角测量

[0011] 为了避开这种对应问题,传统上使用所谓的主动三角测量,其将在一个方向上已知的图案或者如在相位三角测量中的正弦图案序列投影在对象上。通过对象在其它方向上的成像,图案根据图案表面的形状扭曲,其中,由这种也称为相位移动的扭曲又能够计算三维表面。通过这种方式,也能够测量完全没有对比和不显著的表面。这种 3D 测量在微创手术领域的缺点在于,用于安装摄像机和以一定角度安装的用于投射图案序列的投影机的空

间很小。另一个缺点在于,在投影序列期间对象的位置不允许改变,因为否则 3D 坐标计算会出现较大错误。

[0012] 飞行时间

[0013] 由于对象运动造成的错误较大的 3D 坐标计算的缺点同样出现在所谓的飞行时间 (TOF) 方法中。在此,同样在对象表面的一个位置在强度调制的发送信号的不同运行时间下测量至少四个强度值。对强度值的计算产生相应的距离值。然而另一挑战尤其是在 300000km 每秒范围内的极大光速时通过毫米范围内的距离差引起光运行时间差的测量。传统的系统可以在分辨率为 1 毫米时通过使用高度发展的探测器的电子器件测量单个对象点的距离。对于面状的 TOF 距离传感器,对于手术只能实现厘米范围内的不够准确的值。

[0014] 运动结构 (Structure from Motion)

[0015] 这种方法的基础是,原则上借助摄像机在对象前的运动从不同方向拍摄多个图像并且以此方式原则上又实现了三角测量。然而在此又出现了所谓的对应问题,也就是又必须在相应的系列图像中识别显著点。此外,不能计算绝对值,而是只能计算相对值,因为三角测量基础、按照时间的拍摄之间的定向和距离不是已知的或者附加地必须通过追踪系统测量。

[0016] 本发明所要解决的技术问题在于,这样提供内窥镜,从而相对于传统的系统改善和简化可视化显示、空间定位和 / 或对尤其是组织的对象的评估、尤其是在自由度减小时的工作体积的空间局限性。尤其应扩展在微创手术中的可应用性。同样应能够实施复杂的微创手术。应实时地实现精确的连续的深度测量并且针对手术的每个时间点能够确定内窥镜与对象之间的准确距离。应这样提供内窥镜设备,从而以相对现有技术更高的数据质量产生表面、尤其是微创手术领域的 3D 数据。

[0017] 为了将光学系统尤其集成到微创手术 (MIC) 领域,重要的是,将光学系统充分地小型化并且尽管如此并不损失其在成像或测量精度方面的效率。需要克服的缺点是,光学器件中的维度减少通常同样意味着信息传输容量的损失,视野尺寸减小或者分辨率减小。这尤其涉及 3D 测量技术,因为其同样必须传输第三维度。

[0018] 所述技术问题通过按照独立权利要求所述的内窥镜解决。

[0019] 按照一个方面,提供一种用于三维地检测内腔的区域的内窥镜,其中,所述内窥镜沿着最初的长条形内窥镜延伸结构作为具有远身端部区域的纵向体延伸,所述远身端部区域最多能够相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折 180° , 尤其是不超过 110° 或者 90° , 其中,至少部分地在远身端部区域内构造有助于借助主动三角测量三维地检测所述区域的设备。

[0020] 借助本发明建议的三维测量的光学系统,可以针对内腔表面的各单独点进行距离测量并且产生关于身体内腔的更准确的信息。按照本发明建议一种内窥镜设备,其尤其为微创手术提供表面的三维测量数据,数据质量比现有技术更高。特别有利的是,使用传统的所谓主动三角测量,其从一个方向将已知的图案或者如在相位三角测量中将正弦形状图案序列投射到对象上。特别有利的是由 DE 10 232 690 A1 已知的设计方案。

[0021] 其它有利的设计方案结合从属权利要求进行保护。

[0022] 按照一种有利的设计方案,所述用于三维地检测所述区域的设备具有用于将尤其是冗余地编码的有色图案投影到区域上的投影装置和用于检测投影到区域上的有色图案

的图像的检测装置。

[0023] 按照另一种有利的设计方案,可以设计用于将由检测装置产生的图像传输至分析装置的传输装置,所述分析装置用于将图像处理为三维对象坐标,所述三维对象坐标能够借助显示装置作为 3D 图像为操作人员进行显示。

[0024] 按照另一种有利的设计方案,所述投影装置和 / 或检测装置可以至少部分设计或构造在所述远身端部区域内。

[0025] 按照另一种有利的设计方案,所述投影装置和检测装置可以完全地或者二者之一完全地并且二者中的另一个部分地这样设计或构造在所述远身端部区域内,使得所述投影装置和检测装置分别具有基本上垂直于弯折的远身端部区域的长条形延伸结构的观察方向。

[0026] 按照另一种有利的设计方案,两个观察方向能够围绕沿着远身端部区域的长条形延伸结构延伸的旋转轴线、尤其是远身端部区域的对称轴线旋转。以此方式可以扩宽有限的视野,因为借助深度卡能够将内腔的大量单独图像组合为虚拟的全景图,其也可以称为“拼接 (mosaic) ”或者“缝合 (stitching) ”。这种对视野的扩宽可以例如明显简化手术的进行并且有效改善安全性水平。

[0027] 按照另一种有利的设计方案,所述投影装置或者检测装置可以完全地设计在远身端部区域内并且另一个不设计在远身端部区域内,并且所述投影装置和检测装置在弯折状态下具有基本上平行的观察方向。

[0028] 按照另一种有利的设计方案,两个观察方向可以基本上沿着最初的长条形内窥镜延伸结构延伸。

[0029] 按照另一种有利的设计方案,所述远身端部区域能够相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折约 90° 。

[0030] 按照另一种有利的设计方案,所述投影装置和检测装置的没有设计在远身端部区域内的部分可以在纵向体中与远身端部区域邻接。

[0031] 按照另一种有利的设计方案,所述投影装置和检测装置的没有设计在远身端部区域内的部分可以在纵向体外部设计在纵向体的近身端部区域的一侧。

[0032] 按照另一种有利的设计方案,所述检测装置或者投影装置可以设计在纵向体外部并且另一个设计在远身端部区域内。

[0033] 按照另一种有利的设计方案,可以从检测装置或者投影装置出发,设计有从纵向体外部进入纵向体的通往与纵向体内部的远身端部区域邻接的物镜的图像引导装置。

[0034] 按照另一种有利的设计方案,如果投影装置设计在远身端部区域内,从纵向体外部的光源进入纵向体地设计有通往投影装置的光导装置。

[0035] 按照另一种有利的设计方案,所述内窥镜可以是刚性的并且所述远身端部区域能够借助铰链弯折。

[0036] 按照另一种有利的设计方案,所述内窥镜可以是柔性的并且所述远身端部区域能够借助柔性材料或者铰链弯折。

[0037] 按照另一种有利的设计方案,所述内窥镜可以具有能够使远身端部区域弯折的机械结构或者机电结构。

[0038] 按照另一种有利的设计方案,所述传输装置借助至少一个传输媒介将图像从检测

装置传输至分析装置。

[0039] 按照另一种有利的设计方案,借助作为传输媒介的镜子、电导线、光导体或者透明的层或导电层能够使光学图像数据或者电图像数据转向。

[0040] 按照另一种有利的设计方案,可以设计能够确定投影装置和检测装置的位置的位置确定装置。

[0041] 按照另一种有利的设计方案,所述投影装置可以交替地向内腔的区域投射白光与有色图案,并且所述检测装置交替地检测区域的有色图像与能借助白光校准的 3D 图像。

[0042] 按照另一种有利的设计方案,所述显示装置可以为操作人员实时地提供区域的有色图像和 3D 图像。

[0043] 按照另一种有利的设计方案,所述 3D 图像和有色图像的检测数据速率可以分别在 20 至 40Hz 之间,尤其是 25Hz。

[0044] 按照另一种有利的设计方案,所述分析装置可以将区域的三维对象坐标与区域的通过至少另一个测量装置、尤其是核磁共振术或者计算机 X 射线断层扫描术得到的点云数据合并。

[0045] 根据实施例结合附图进一步阐述本发明。在附图中:

[0046] 图 1A 示出按照本发明的内窥镜的第一实施例在第一运行模式中的情形;

[0047] 图 1B 示出按照本发明的内窥镜的第一实施例在第二运行模式中的情形;

[0048] 图 1C 示出传统的内窥镜的实施例;

[0049] 图 2 示出按照本发明的内窥镜的第二实施例;

[0050] 图 3 示出按照本发明的内窥镜的第三实施例;

[0051] 图 4A 示出按照本发明的内窥镜的第四实施例在第一运行模式中的情形;

[0052] 图 4B 示出按照本发明的内窥镜的第四实施例在第二运行模式中的情形;

[0053] 图 5 示出按照本发明的内窥镜的第五实施例;

[0054] 图 6 示出按照本发明的内窥镜的第六实施例;

[0055] 图 7 示出传统的位置确定装置的实施例;

[0056] 图 8A 示出按照本发明的内窥镜的一个实施例在第一时间点时在内腔中的情形;

[0057] 图 8B 示出按照本发明的内窥镜的按照图 8A 的实施例在第二时间点时的情形。

[0058] 图 1A 示出按照本发明的内窥镜的第一实施例在第一运行模式中的情形,其中,内窥镜例如可穿过套管针引入腹腔内。所示的用于三维检测内腔的内窥镜处于初始状态下,其中,具有远身端部区域的纵向体沿着最初的内窥镜延伸结构不弯折地延伸。按照这种实施例,在纵向体的远身端部区域内布置有投影装置 1,例如投影机,尤其是幻灯机,用于将有色图案、尤其是简单地或者冗余地编码的有色图案投射或者投影到对象上。投影装置 1 在此完全定位在远身端部区域内。投影装置 1 的其它组成部分可以是光源(例如至少一个发光二极管 LED)、控制电子器件和其它传统的投影元件。用于检测投影到对象上的有色图案的图像的检测装置 3(例如摄像机)在纵向体内与远身端部区域邻接地布置在远身端部区域之外。按照图 1A 的实施例,检测装置 3 和投影装置 1 前后相续地按这个顺序朝内窥镜的远身端的方向定位。在此,远身端部区域可相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折不超过 90°。原则上也可以进行不超过 180° 或者例如 110° 的弯折。按照这种实施例,投影装置 1 布置在内窥镜的可弯折的部分中。检测装置 3 以沿着最初的长条形内窥镜延伸结构

的观察方向布置在内窥镜的不可弯折的部分中。远身端部区域这样可部分地相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折地设计,使得投影装置 1 能够相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折。在所有按照本发明的实施形式中,设有未示出的传输装置 5,借助所述传输装置尤其可以将检测装置 3 的图像数据或者图像传输至在此未示出的分析装置 7。在所有按照本发明的实施形式中,原则上可以提供通向或者来自投影装置 1 和检测装置 3 的数据传输。以此方式可以控制和读取投影装置 1 和检测装置 3。

[0059] 图 1B 示出按照本发明的内窥镜的第一实施例在可获取三维数据的第二运行模式下的情形。在此,投影机处于弯折的区域内并且摄像机处于内窥镜的纵向体的长柄或者说没有弯折的部分中。远身端部区域这样相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折 90° ,使得投影装置 1 同样相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折 90° 。按照这种运行模式,投影装置 1 和检测装置 3 分别具有基本上沿着最初的长条形内窥镜延伸结构的观察方向,在相应的定向中尤其朝向对象,例如朝向内腔的表面。特别有利的是,内窥镜在弯折之后卡锁并且以此方式机械地固定或保持。以此方式提供了一种内窥镜设备,其以较高的数据质量提供表面的三维测量数据。这通过以下方式实现,即内窥镜能够在定义的位置上机械地弯折。以此方式,为所使用的主动三角测量提供了与现有技术相比较大的三角测量基础(可简称为“三角基”)并且因此实现了较高的深度分辨率。例如可以在 10cm 的距离内实现 0.5mm 的深度分辨率。在本发明中有利的是,三角测量基础作为可达到的深度分辨率的量度可以处于 2-4cm 的数量级上。与传统的内窥镜相比,在按照本发明的内窥镜中可以将深度分辨率提高约 10 倍。

[0060] 图 1C 示出传统的内窥镜的实施例。在这种传统的内窥镜中,投影机和摄像光学器件均布置在前部的远身端面上并且具有向前的观察方向。这种内窥镜的典型直径在约 10mm 的范围内,因此三角测量基础在约 3-4mm 的范围内。

[0061] 图 2 示出按照本发明的内窥镜的第二实施例。按照这种实施形式,投影装置 1 和检测装置 3 完全布置在远身端部区域内并且相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折 90° 。按照图 2,投影装置 1 布置在内窥镜的远身端部。检测装置 3 更靠近内窥镜的近身端部地在投影装置 1 旁边定位在远身端部区域内。在此处所示的弯折的运行模式中,投影装置 1 和检测装置 3 分别具有基本上垂直于远身端部区域的长条形延伸结构的观察方向。按照图 2,投影机和摄像机布置在内窥镜的可弯折部分中。在可机械弯折的位置上例如布置有铰链,其中,远身端部区域的光信号和电信号可以借助镜子、电线、光导体或者透明的导电层转向。按照图 2,投影机和设计为摄像机的接收器布置在内窥镜的可弯折部分或者弯折的远身端部区域内。附加地也可以与用于使光信号和电信号转向的转向装置结合,其中,在此可以借助检测装置 3 的元件进行转向。在对调的布局中,可以借助定位装置的元件进行转向。

[0062] 图 3 示出按照本发明的内窥镜的第三实施例。按照这种实施形式,检测装置 3 完全布置在可弯折的远身端部区域内并且投影装置 1 部分布置在可弯折的远身端部区域内。投影装置 1 的没有设计在远身端部区域内的部分在纵向体中与远身端部区域邻接地设计。为此,例如可以将摄像机设计在弯折区域内布置,并且将投影机部分设计在弯折区域内并且部分设计在刚性柄内。在从不可弯折区域向可弯折区域的过渡区域内,例如可以布置幻灯片 4。在所有实施形式中均设有未示出的传输装置 5,借助所述传输装置能够尤其将检测装置 3 的图像数据传输至分析装置 7。原则上,在所有实施形式中,可以提供或者实现进入

和来自远身端部区域或弯折的远身端部区域以及通向或者来自投影装置 1 和检测装置 3 的数据传输。

[0063] 按照图 3, 投影装置 1 和检测装置 3 分别具有基本上垂直于远身端部区域的长条形延伸结构的观察方向。图 3 以检测装置 3 左侧的箭头示出, 投影装置 1 和检测装置 3 的两个观察方向可围绕沿着远身端部区域的长条形延伸结构延伸的旋转轴线、尤其是远身端部区域的对称轴线旋转。以此方式可以有效地扩宽内窥镜的视野。借助多个单独图像的组合, 例如可以产生全景图像。按照图 3, 投影装置 1 部分地设计在可弯折的远身端部区域内。在此, 投影装置 1 的一部分保留在内窥镜的不可弯折的区域内。按照图 3, 可弯折的远身端部区域能够与投影机的视野和摄像机的视野共同围绕远身端部区域的圆柱体轴线旋转, 因此在内窥镜的重叠的测量场或测量区域中借助逐步的测量可以实现数据合并和视野的增大。

[0064] 图 4A 示出按照本发明的内窥镜的第四实施例处于第一运行模式中的情形, 其例如用于将内窥镜引入腹腔或者技术内腔中。图 4A 示出处于内窥镜的刚性部分中的投影机或投影装置 1, 其中, 这个近身区域可以称为内窥镜柄。近身表示更靠近操作人员的一侧。远身侧表示与操作人员距离更远的一侧。投影机可以具有幻灯片 4, 内窥镜柄具有附图标记 2。图 4A 示出按照本发明的内窥镜处于不进行弯折的第一运行状态中的情形。弯折可借助铰链 6 实现。

[0065] 图 4B 示出按照本发明的内窥镜的第四实施例在第二运行状态中的情形。为此, 摄像机作为检测装置 3 定位在可弯折的远身端部区域内并且在此从第一运行状态或原始状态的位置中旋转出 90° 。在此, 借助铰链 6 实现弯折。其它设计方案原则上同样可行。在图 4B 中投影机具有向下的观察方向。摄像机或者检测装置 3 在图 4B 中同样以向下的观察方向设计在内窥镜的可弯折部分中。

[0066] 图 5 示出按照本发明的内窥镜的第五实施例。检测装置 3 设计在纵向体外部并且投影装置 1 设计在远身端部区域内。由此, 投影装置 1 和检测装置 3 的没有设计在远身端部区域内的部分在纵向体外部设计在纵向体的近身端部区域的一侧。从检测装置 3 出发, 在纵向体外部朝纵向体内部设计有通往与纵向体中的远身端部区域邻接的物镜 15 的图像引导装置 13。因此, 通过光导体可以借助物镜 15 由检测装置 3 检测对象的图像。投影装置 1 按照图 5 设计在远身端部区域内并且由纵向体外部的光源 17 借助光导装置 19 得到光线, 用于投射有色图案和 / 或用于以白光照亮对象。因为光源 17 处于外部, 所以所述光源可以提供较高的光功率。热损耗可以简单地排放。投影装置 1 在此完全设计在远身端部区域内。

[0067] 图 6 示出按照本发明的内窥镜的第六实施例。投影装置 1 设计在纵向体外部并且检测装置 3 设计在远身端部区域内。由此, 投影装置 1 和检测装置 3 的没有设计在远身端部区域内的部分在纵向体外部设计在纵向体的近身端部区域的一侧。从投影装置 1 出发, 在纵向体外部朝纵向体内部设计有通往与纵向体中的远身端部区域邻接的物镜 15 的图像引导装置 13。通过光导体可以借助物镜 15 将有色图案投射到对象上。检测装置 3 在此完全设计在远身端部区域内。

[0068] 图 7 示出传统的位置确定装置的实施例, 其可以对按照本发明的内窥镜进行补充。如果按照本发明的内窥镜设计具有同样可称为追踪设备的位置确定装置, 则可以将例如测量和检测到的手术位置表面与获得的内窥镜位置相关联。图 7 示出应用电磁或光学追

踪的传统实施例。其它备选方案是安装突出的结构,例如在内窥镜的外部区域安装球体,或者借助光学三角测量进行追踪。其它位置确定装置同样是可行的。

[0069] 图 8A 示出按照本发明的内窥镜的一个实施例在第一时间点时在内腔中的情形。在此,按照这种实施例,内窥镜与微创手术的边界条件最佳地适配。为此,按照本发明的内窥镜 E 设计为刚性的内窥镜并且可通过套管针引入并且在此引入了填充有空气的腹腔(作为内腔的一个例子)中。在此,引入过程从上方进行,其中,手术在肝部 L 进行。为此,按照本发明的内窥镜 E 在第一时间点在定义的弯折位置转向约 90° , 因此形式为投影机的投影装置 1 和形式为成像光学器件的检测装置 3 的观察方向在此向下朝腹腔内部的手术区域定向。

[0070] 按照本发明的内窥镜 E 实现了三角测量基础的增大以及对表面和其 3D 延伸结构的实时测量。按照本发明可行的是,增大用于按照本发明的内窥镜 E 的光学部件的可用横截面积。可以增大拉格朗日常量,其在光学器件中是光学信息传输功率的量度。以此方式,尤其在在窥镜中的 3D 区域内产生了明显更高的横向分辨率和深度分辨率。同样地,可以相对于按照图 1C 的现有技术有效地增大用于光输入的横截面积,这相当于增大 Entendue。能够实时检测的测量表面在图 8A 和图 8B 中用 M 表示。位置确定装置 9 有利地检测投影装置 1 和检测装置 3 的位置以及尤其是三角测量基础的位置并且以此方式同样能够确定所检测的表面结构相对于外部坐标系统的位置。另一位置确定装置 9 可以布置在附加的仪器 I 上,因此同样可以确定其相对于外部坐标系统的位置。由此能够相对于仪器定位测量系统。以此方式能够将附加的信息提供给操作人员,以便在内腔内部进行操作。附图标记 W 表示待操作或者待处理的内腔区域,内窥镜 E 和仪器 I 置入所述区域内。在此未示出的传输装置 5 将由检测装置 3 产生的图像传输至外部的分析装置 7,所述分析装置用于将图像处理为三维对象坐标。操作人员可以借助在此未示出的显示装置 11 看到内腔的区域 W 的 3D 图像。投影装置 1 可以与有色图案交替地向内腔的区域 W 投射白光,并且检测装置 3 可与能借助白光校准的 3D 图像交替地检测区域 W 的有色图像。除了 3D 图像,显示装置 11 可以以此方式为操作人员实时提供区域 W 的有色图像。在这种具有结构化照明和白光照明的交替图像拍摄中可以计算深度数据,其中,白光拍摄在此可以用于对色带进行颜色校正并且以此方式可以减小对象颜色或者区域 W 的颜色的干扰性影响。具有结构化照明和白光照明的交替图像拍摄同样实现了借助有色图像的显示内容对待处理区域 W、例如手术的 OP 位置的可视化显示。在 50Hz 的图像速率中,能够实时地、例如以 25Hz 计算手术场景的表面或者 3D 表面区域 W 的表面并且将其用作用于导航、即将外科医生引导至病灶或者将操作人员引导至使用位置的数据组,并且在显示装置 11 上为操作人员进行显示。同时可以在例如 25Hz 的图像速率中实时地将有色图像显示在例如监视器或者平视显示器上,以便使操作人员或者外科医生在使用位置或腹腔内定向。此外,例如可以通过箭头在监视器上逐渐显示用于导航或者引导的信息。

[0071] 图 8B 示出按照本发明的按照图 8A 的实施例在第二时间点的情形。与图 8A 相同的附图标记表示相同的元件。按照图 8B,可以使用内窥镜 E 的一种实施形式,其中,投影装置 1 将白光与编码的有色图案交替地投射到内腔的区域 W 上并且检测装置 3 交替地检测区域 W 的有色图像数据与可校准的 3D 图像数据。

[0072] 图 8B 示出第二时间点,在该第二时间点时,作为对图像和 3D 图像的补充,操作人

员、在此是手术医生应用通过至少另一个测量装置、尤其是核磁共振术或者计算机 X 射线断层扫描术获取的区域 W 的点云数据。在此,分析装置 7 可以将区域 W 的三维对象坐标数据或者 3D 图像与区域 W 的通过至少另一个测量装置、尤其是核磁共振术或者计算机 X 射线断层扫描术得到的点云数据合并。通过这些附加的信息,待处理的区域,例如肝部 L 可以这样借助检测装置 3 检测,从而能够定位并且移除有缺陷的部位或者患病的组织,例如肿瘤 T。在将按照本发明的 3D 内窥镜用作对器官表面进行三维测量的测量器件时,按照图 8B 附加地与尤其是术前获得的点云进行合并。这种点云例如可以借助磁共振术或者核磁共振术得到。在此,术前获得的器官表面在点云内确定并且这样在数据组中变形,使得点云具有借助按照本发明的内窥镜 E 测量的表面形状的形状。在此,点云的点弹性地相互关联,因此器官内部的区域在表面变形时相应地一同变形并且必要时占据新的位置。如果例如肿瘤 T 处于器官、例如肝内部,并且肿瘤 T 可在术前获得的点云中定位,则肿瘤 T 的位置改变可以借助 3D/3D 数据合并确定并且作为用于将外科医生导航至病灶处的信息使用。按照本发明的内窥镜是尤其用于微创手术的特别有利的高分辨率 3D 内窥镜。原则上,按照本发明的内窥镜不局限于医疗应用。其它应用领域也可以是工业内窥镜或者所有必须检测、检验、监测或者处理内腔的领域。

[0073] 按照本发明提供一种用于三维检测物体的内腔 R 的内窥镜,其中,用于将有色图案投影到内腔 R 的区域 W 上的投影装置 1 和用于检测投影到区域 W 上的有色图案的图像的检测装置 3 至少部分定位在长条形的内窥镜延伸结构的远身端部区域内并且所述远身端部区域最多能够相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折 180° 。以此方式,能够借助用于产生区域 W 的 3D 图像的主动三角测量简单且有效地增大用于分析图像的三角测量基础。这种内窥镜能够特别有利地应用在微创手术中或者工业内窥镜检查术中。

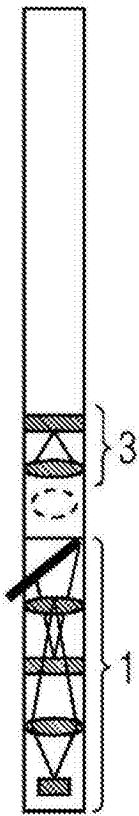


图 1A

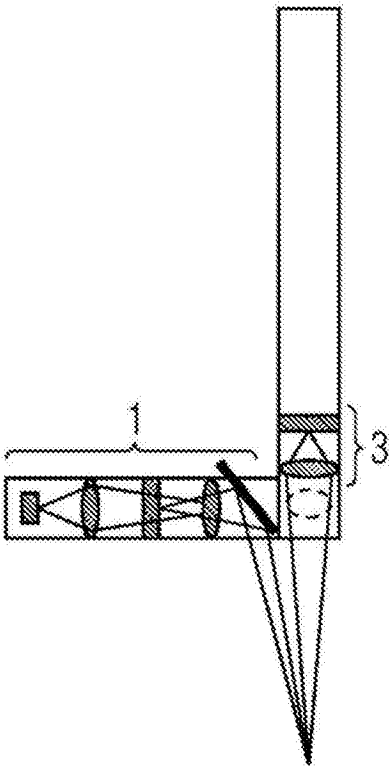


图 1B

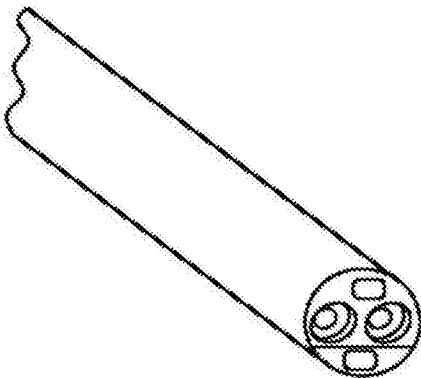


图 1C 现有技术

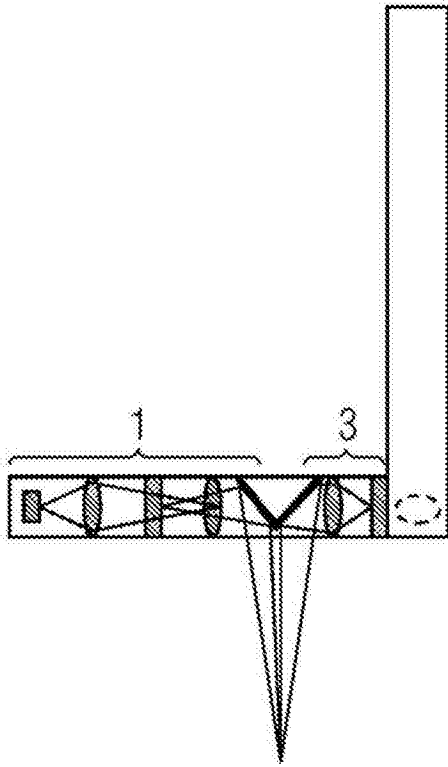


图 2

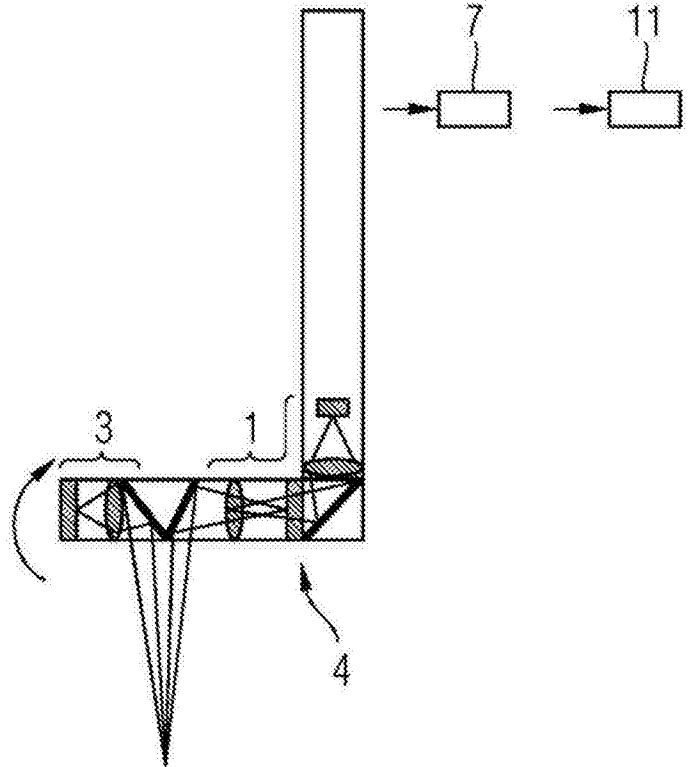


图 3

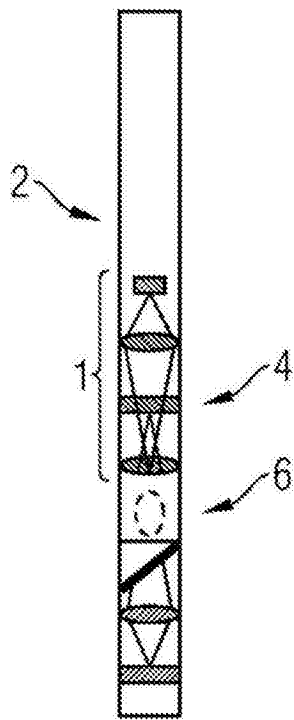


图 4A

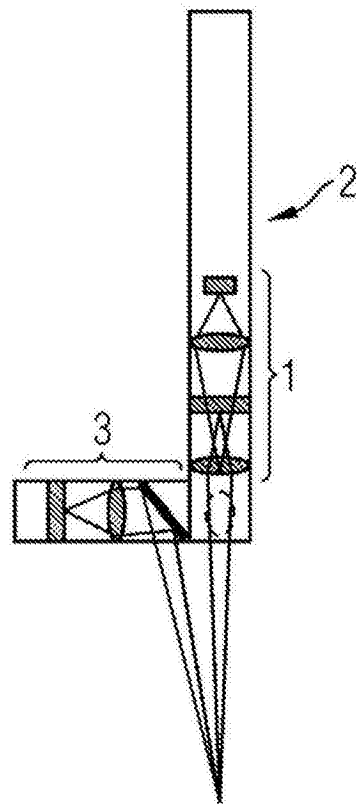


图 4B

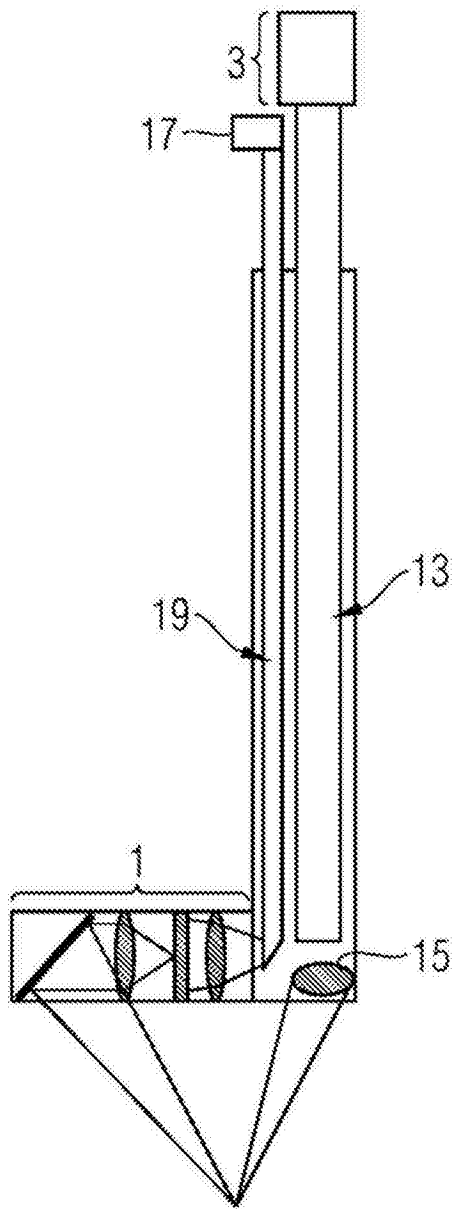


图 5

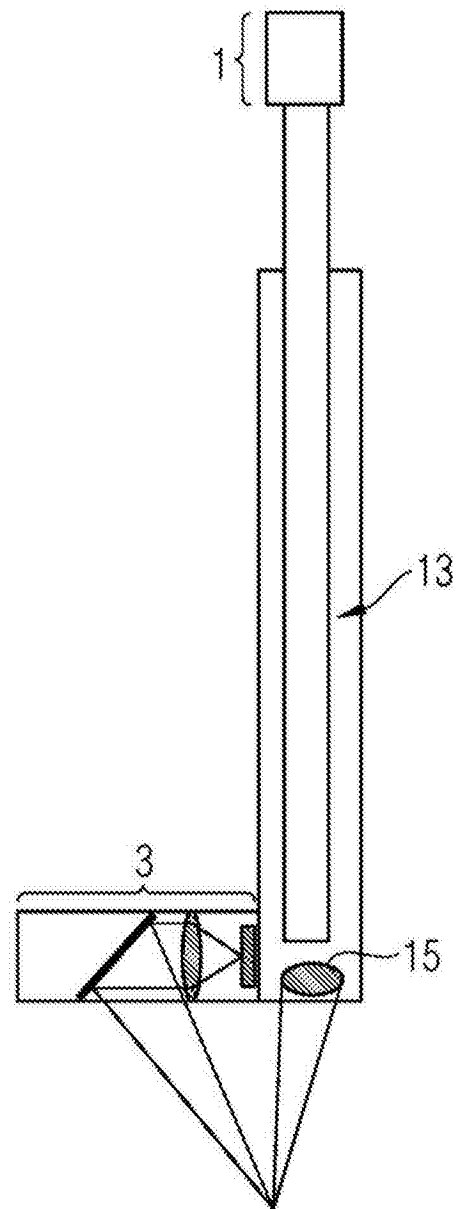


图 6

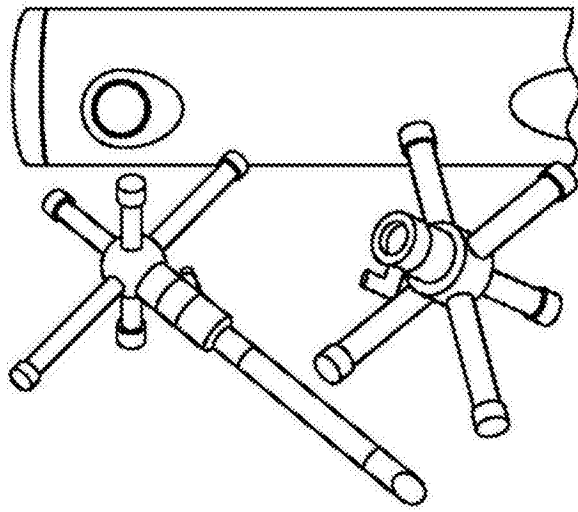


图 7

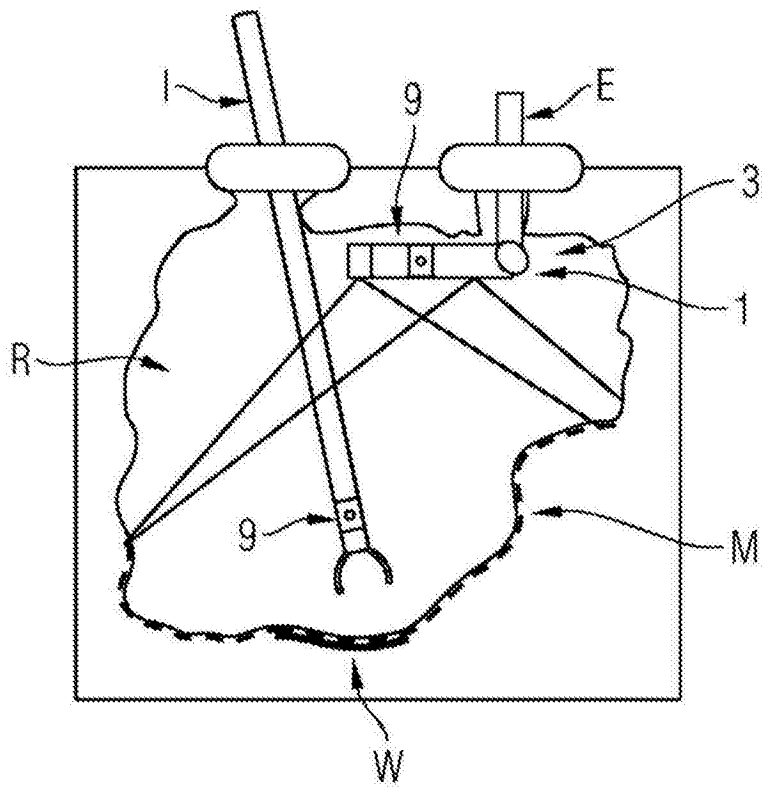


图 8A

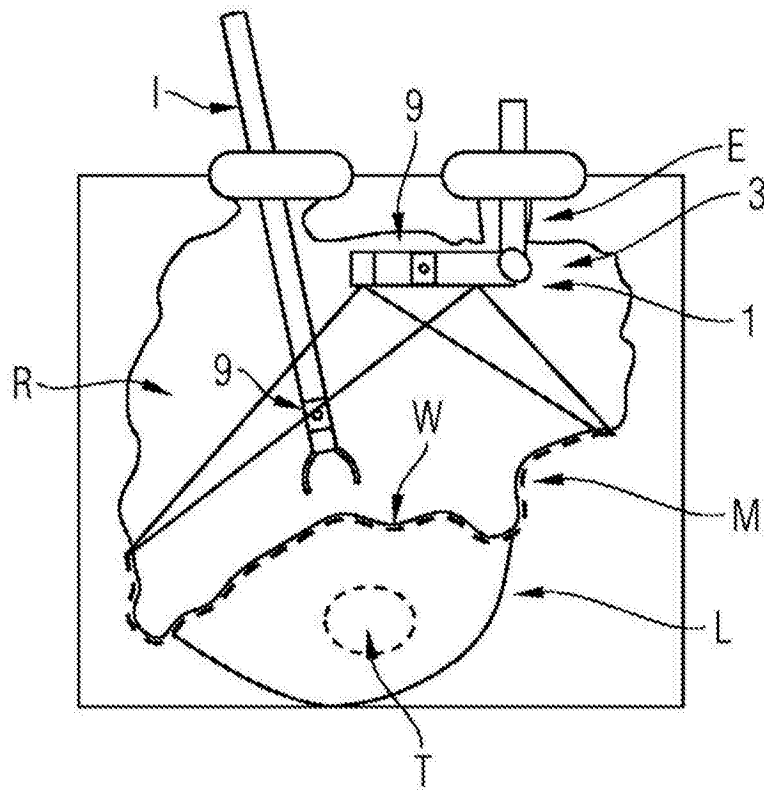


图 8B

专利名称(译)	尤其用于微创手术的内窥镜		
公开(公告)号	CN105188503A	公开(公告)日	2015-12-23
申请号	CN201380074815.8	申请日	2013-11-29
[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	H 福伊斯纳 A 希克 P 伦奇勒 P 威斯曼		
发明人	H.福伊斯纳 A.希克 P.伦奇勒 P.威斯曼		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/005 A61B5/107 G01B11/25 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00177 A61B1/00193 A61B1/0055 G01B11/2513 G02B23/2415 G02B23/2461 A61B1/005 A61B5/055 A61B6/03		
代理人(译)	侯宇		
优先权	102013200898 2013-01-21 DE		
其他公开文献	CN105188503B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于三维地检测物体的内腔(R)的内窥镜，其中，用于将有色图案投影到内腔(R)的区域(W)上的投影装置(1)和用于检测投影到区域(W)上的有色图案的图像的检测装置(3)至少部分定位在长条形的内窥镜延伸结构的远身端部区域内并且所述远身端部区域最多能够相对于最初的长条形内窥镜延伸结构弯折180°。以此方式，能够借助用于产生区域(W)的3D图像的主动三角测量简单且有效地增大用于分析图像的三角测量基础。这种内窥镜能够特别有利地应用在微创手术中或者工业内窥镜检查术中。

