



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210784245 U

(45)授权公告日 2020.06.19

(21)申请号 201921582822.X

(22)申请日 2019.09.22

(73)专利权人 深圳硅基智控科技有限公司
地址 518000 广东省深圳市新安街道兴东社区留芳路6号庭威产业园3号楼5E

(72)发明人 刘浏 夏斌 彭璨

(74)专利代理机构 深圳舍穆专利代理事务所
(特殊普通合伙) 44398

代理人 黄贤炬

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/05(2006.01)

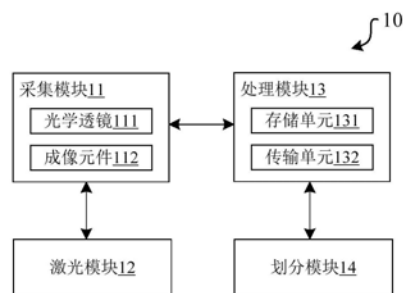
权利要求书1页 说明书8页 附图4页

(54)实用新型名称

胶囊内窥镜用的测距系统

(57)摘要

本实用新型描述了一种胶囊内窥镜用的测距系统,其包括:采集模块,其包括光学透镜和成像元件;激光模块,其用于沿着与光学透镜的光轴平行的方向发射激光而在组织腔体的内壁上形成激光标记,激光标记通过光学透镜在成像元件上形成目标图像,光学透镜、成像元件与激光模块之间具有预定的相对位置;以及处理模块,其基于目标图像的图像信息和相对位置计算激光模块与激光标记之间的测量距离。根据本实用新型,能够方便地测量胶囊内窥镜与组织腔体的内壁之间的距离。



1. 一种胶囊内窥镜用的测距系统,其特征在于:
包括:
采集模块,其包括光学透镜和成像元件;
激光模块,其用于沿着与所述光学透镜的光轴平行的方向发射激光而在组织腔体的内壁形成激光标记,所述激光标记通过所述光学透镜在所述成像元件上形成目标图像,所述采集模块与所述激光模块之间具有预定的相对位置;以及
处理模块,其基于所述目标图像的图像信息和所述相对位置计算所述激光模块与所述激光标记之间的测量距离。
2. 根据权利要求1所述的测距系统,其特征在于:
所述激光的波长为400nm至600nm。
3. 根据权利要求1所述的测距系统,其特征在于:
所述激光的发射方向与所述胶囊内窥镜的运动方向相同。
4. 根据权利要求1所述的测距系统,其特征在于:
所述光学透镜的光轴与所述成像元件的成像平面垂直。
5. 根据权利要求1所述的测距系统,其特征在于:
所述相对位置包括所述激光模块与所述光学透镜的光轴之间的垂直距离、以及所述光学透镜的光心与所述成像元件的成像平面之间的垂直距离。
6. 根据权利要求1所述的测距系统,其特征在于:
所述图像信息包括所述目标图像上的所述光学透镜的光轴与所述成像元件的成像平面之间的交点、所述目标图像上的所述激光标记在所述成像元件的成像平面上的成像点、以及所述目标图像上的所述交点与所述成像点之间的直线距离。
7. 根据权利要求1所述的测距系统,其特征在于:
所述处理模块还用于处理所述目标图像中的噪声信息。
8. 根据权利要求7所述的测距系统,其特征在于:
所述噪声信息包括所述激光在所述组织腔体内形成的杂散光。
9. 根据权利要求1所述的测距系统,其特征在于:
还包括划分模块,所述划分模块用于将所述组织腔体划分为多个组织区域,并且将各个组织区域的内壁划分为多个测距区域,
在对各个组织区域进行距离测量的过程中,保持所述激光模块与该组织区域的相对距离,并且将该测距区域视为一个测距点,通过利用所述激光模块对所述测距点进行距离测量来获得该测距区域的测量距离。
10. 根据权利要求9所述的测距系统,其特征在于:
所述处理模块基于所述多个测距区域的测量距离和所述激光模块在测量各个测距区域时相应的偏转角度构建所述组织腔体的三维结构的建模。

胶囊内窥镜用的测距系统

技术领域

[0001] 本实用新型涉及一种胶囊内窥镜用的测距系统。

背景技术

[0002] 在临床诊疗中,例如当被检者的胃壁出现病变(例如息肉)时,医生等需要获取被检者的病灶区域的准确信息用于诊断和治疗。近年来,通过令被检者吞服一枚胶囊内窥镜,医生等对胶囊内窥镜所采集的胃腔内的图像加以分析来获取被检者病灶区域的病变信息。目前,胶囊内窥镜技术已经日臻成熟,但是,从临床反馈来看,医生等需要获得组织腔体内的胶囊内窥镜与胃壁之间的距离,以使胶囊内窥镜在胃腔内更好地进行图像采集。

[0003] 作为胶囊内窥镜测距的例子,专利文献(CN107049211B)公开了一种测量胶囊式内窥镜与胃壁之间的距离的装置,其通过向胃壁发射光线,并接收该光线的反射光,通过对比入射光的光线强度与反射光的光线强度计算该胶囊式内窥镜与胃壁之间的距离。

[0004] 然而,在上述的专利文献中,反射光的光线强度的计算较为复杂,除距离外还存在其他诸多影响光线强度的因素例如不同的胃液成分、光线传播至胃壁时不同的入射角等,而且容易受到胃腔环境的影响,从而造成难以方便地测量胶囊内窥镜与胃壁之间的距离。

发明内容

[0005] 本实用新型有鉴于上述现有技术状况而提出,其目的在于提供一种能够方便地测量胶囊内窥镜与组织腔体的内壁之间的距离的胶囊内窥镜用的测距系统。

[0006] 为此,本实用新型提供了一种胶囊内窥镜用的测距系统,其包括:采集模块,其包括光学透镜和成像元件;激光模块,其用于沿着与所述光学透镜的光轴平行的方向发射激光而在组织腔体的内壁上形成激光标记,所述激光标记通过所述光学透镜在所述成像元件上形成目标图像,所述光学透镜、所述成像元件和所述激光模块之间具有预定的相对位置;以及处理模块,其基于所述目标图像的图像信息和所述相对位置计算所述激光模块与所述激光标记之间的测量距离。在这种情况下,能够方便地测量胶囊内窥镜与组织腔体的内壁之间的距离。

[0007] 另外,在本实用新型所涉及的测距系统中,可选地,所述激光的波长为400nm至600nm。在这种情况下,通过选用上述波长的激光,能够使得在组织腔体的内壁所形成的激光标记与组织腔体相比较为突显,从而有助于采集模块捕获激光标记以形成目标图像。

[0008] 另外,在本实用新型所涉及的测距系统中,可选地,所述激光的发射方向与所述胶囊内窥镜的运动方向相同。在这种情况下,能够方便在胶囊内窥镜完成测距后在组织腔体的内壁上软着陆。

[0009] 另外,在本实用新型所涉及的测距系统中,可选地,所述光学透镜的光轴与所述成像元件的成像平面垂直。由此,能够方便地计算激光模块与激光标记之间的测量距离。

[0010] 另外,在本实用新型所涉及的测距系统中,可选地,所述相对位置包括所述激光模块与所述光学透镜的光轴之间的垂直距离、以及所述光学透镜的光心与所述成像元件的成

像平面之间的垂直距离。由此,能够方便地计算激光模块与激光标记之间的测量距离。

[0011] 另外,在本实用新型所涉及的测距系统中,可选地,所述图像信息包括所述目标图像上的所述光学透镜的光轴与所述成像元件的成像平面之间的相交点、所述目标图像上的所述激光标记在所述成像元件的成像平面上的成像点、以及所述目标图像上的所述相交点与所述成像点之间的直线距离。由此,能够更加方便地计算激光模块与激光标记之间的测量距离。

[0012] 另外,在本实用新型所涉及的测距系统中,可选地,所述处理模块还用于处理所述目标图像中的噪声信息。由此,能够准确地提取目标图像中用于进行测距的图像信息。

[0013] 另外,在本实用新型所涉及的测距系统中,可选地,所述噪声信息包括所述激光在所述组织腔体内形成的杂散光。由此,能够有针对性地杂散光等噪声信息进行处理,从而更准确地提取目标图像中用于进行测距的图像信息。

[0014] 另外,在本实用新型所涉及的测距系统中,可选地,还包括划分模块,所述划分模块用于将所述组织腔体划分为多个组织区域,并且将各个组织区域的内壁划分为多个测距区域,在对各个组织区域的距离测量的过程中,保持所述激光模块与该组织区域的相对位置,并且将该测距区域视为一个测距点,通过利用所述激光模块对所述测距点进行距离的测量来获得该测距区域的测量距离。在这种情况下,能够将组织腔体划分为多个组织区域,并对各个组织区域分别进行测距,从而能够方便地对整个组织腔体进行测距。

[0015] 此外,在本实用新型所涉及的测距系统中,可选地,所述处理模块基于所述多个测距区域的测量距离和所述激光模块在测量各个测距区域时相应的偏转角度构建所述组织腔体的三维结构的建模。在这种情况下,能够方便地利用各个测距区域的测量距离和胶囊内窥镜的偏转角度来构建组织腔体的三维结构模型。

[0016] 根据本实用新型,能够提供一种能够方便地测量胶囊内窥镜与组织腔体的内壁之间的距离的胶囊内窥镜用的测距系统。

附图说明

[0017] 图1是示出了本实用新型所涉及的测距系统的框图示意图。

[0018] 图2是示出了本实用新型所涉及的测距系统的光学透镜、成像元件以及激光模块之间的相对位置示意图。

[0019] 图3(a)和图3(b)分别是示出了本实用新型所涉及的测距系统的采集模块所采集的目标图像在不同视角下的图像信息示意图。

[0020] 图4是示出了本实用新型所涉及的测距系统进行测距时激光与胶囊内窥镜运动方向相同的示意图。

[0021] 图5(a)和图5(b)分别是示出了本实用新型所涉及的测距系统进行测距时杂散光的例子的示意图。

[0022] 图6是示出了本实用新型所涉及的测距系统对组织腔体进行三维结构建模的示意图。

[0023] 图7示出了本实用新型所涉及的测距系统进行测距的流程示意图。

[0024] 附图标记说明:

[0025] 1...胶囊内窥镜,10...测距系统,11...采集模块,111...光学透镜,112...成像元件,

12…激光模块,13…处理模块,131…存储单元,132…传输单元,14…划分模块,2…组织腔体,20…组织腔体的内壁。

具体实施方式

[0026] 以下,参考附图,详细地说明本实用新型的优选实施方式。在下面的说明中,对于相同的部件赋予相同的符号,省略重复的说明。另外,附图只是示意性的图,部件相互之间的尺寸的比例或者部件的形状等可以与实际的不同。

[0027] 需要说明的是,本实用新型中的术语“包括”和“具有”以及它们的任何变形,例如所包括或所具有的一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备不必限于清楚地列出的那些步骤或单元,而是可以包括或具有没有清楚地列出的或对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

[0028] 另外,在本实用新型的下面描述中涉及的小标题等并不是为了限制本实用新型的内容或范围,其仅仅是作为阅读的提示作用。这样的小标题既不能理解为用于分割文章的内容,也不应将小标题下的内容仅仅限制在小标题的范围内。

[0029] 图1是示出了本实用新型所涉及的测距系统10的框图示意图。图2是示出了本实用新型所涉及的测距系统10的光学透镜111、成像元件112以及激光模块12之间的相对位置示意图。图3(a)和图3(b)分别是示出了本实用新型所涉及的测距系统10的采集模块11所采集的目标图像在不同视角下的图像信息示意图。

[0030] 在本实施方式中,测距系统10可以包括采集模块11、激光模块12以及处理模块13(参见图1)。采集模块11可以包括光学透镜111和成像元件112,其中,光学透镜111、成像元件112和激光模块12之间可以具有预定的相对位置。激光模块12可以在组织腔体2内发射激光(入射光)L1从而在组织腔体2的内壁20上形成激光标记P1(参见图2)。采集模块11可以在组织腔体2内采集包括激光标记P1的目标图像。处理模块13可以基于目标图像的图像信息和光学透镜111、成像元件112以及激光模块12之间的相对位置进行光学计算从而得到激光模块12与激光标记P1之间的测量距离h1,即激光模块12与组织腔体2的内壁20之间的测量距离h1。

[0031] 根据本实用新型所涉及的测距系统10,通过使用激光模块12在组织腔体2的内壁20上形成激光标记P1,并测量激光模块12与激光标记P1之间的测量距离h1,从而能够方便地测量胶囊内窥镜1与组织腔体2的内壁20之间的测量距离h1。

[0032] 在本实施方式中,组织腔体2可以是人体内的消化腔,消化腔例如可以是食道、胃腔、大肠腔、小肠腔等。

[0033] 在本实施方式中,激光模块12可以向组织腔体2的内壁20发射激光(入射光)L1从而在组织腔体2的内壁20形成激光标记P1,入射光L1在组织腔体2的内壁20上经过反射而形成反射光L2。反射光L2透过光学透镜111在成像元件112上形成目标图像,其中,激光标记P1在目标图像中形成成像点P2。接着,处理模块13获取目标图像的图像信息、以及光学透镜111、成像元件112与激光模块12之间的相对位置,并基于上述图像信息和相对位置进行光学计算以得到激光模块12与激光标记P1之间的测量距离h1。

[0034] 在本实施方式中,根据光线传播原理、相似三角形以及上述图像信息和相对位置,激光模块12与激光标记P1之间的测量距离h1可以由下式(I)计算得出。

[0035] $h_1 = h_2 \times h_3 / h_4 \dots$ 式 (I)

[0036] 其中, h_2 为激光模块12所发射的激光(入射光) L_1 与光学透镜 111的光轴A之间的垂直距离, h_3 为光学透镜111的光心O与成像元件112的成像平面之间的垂直距离, h_4 为上述成像点P2与相交点P3 之间的直线距离(参见图2)。具体而言, 如图2和图3所示, 入射光 L_1 与反射光 L_2 之间所形成的夹角为 θ , 反射光 L_2 与光学透镜111的光轴A之间所形成的夹角也是 θ , 根据相似三角形可以得出

[0037] $h_1 / h_2 = h_3 / h_4 \dots$ 式 (II)

[0038] 由式 (II) 可以推导得出式 (I), 从而计算得出测量距离 h_1 。

[0039] 在本实施方式中, 通过采集模块11可以在组织腔体2内采集目标图像。采集模块11可以包括光学透镜111和成像元件112。其中, 光学透镜111可以捕获激光(入射光) L_1 在组织腔体2的内壁20上因反射形成的反射光 L_2 , 并在成像元件112上进行成像, 从而能够使得激光标记P1包括在目标图像的图像信息中。

[0040] 另外, 在一些示例中, 光学透镜111可以由凸透镜组成的光学组件, 也可以是由凸透镜和凹透镜组成的光学组件。

[0041] 另外, 在一些示例中, 成像元件112可以为CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器或CDD(电荷耦合器)图像传感器。但是本实施方式所涉及的成像元件112不限于此, 在本实施方式中, 只要能够感应光线并通过光线的强度、波长等形成图像的元件均可以作为成像元件112使用。

[0042] 另外, 在一些示例中, 光学透镜111可以具有滤波功能, 例如光学透镜111可以仅限定特定波长(例如400nm至600nm)的光线通过。在这种情况下, 能够有效减少目标图像中所包含的非测距所需的信息, 从而更准确地读取目标图像中所包含的测距所需的信息。

[0043] 另外, 在一些示例中, 光学透镜111的视角范围可以为60度至180度。在一些示例中, 优选地, 光学透镜111的视角范围可以为90度至120度。

[0044] 另外, 在一些示例中, 光学透镜111的焦距范围可以为2mm至5mm。另外, 在一些示例中, 出于对组织腔体2(例如胃腔)体积的考虑, 优选地, 光学透镜111的焦距范围可以为3mm至4mm。对于人体胃腔的内部空间而言, 焦距范围为3mm至4mm的光学透镜111更适用于在胃腔内进行图像采集。

[0045] 另外, 在一些示例中, 成像元件112的感光度可以为ISO100至ISO1000。在一些示例中, 考虑到组织腔体2内部复杂的环境例如光线较弱, 优选地, 成像元件112的感光度可以为ISO100至ISO500。在这种情况下, 当成像元件112的感光度为ISO100至ISO500时, 目标图像中所包括的图像信息辨识度更高。

[0046] 另外, 在本实施方式中, 光学透镜111的光轴A与成像元件112的成像平面之间具有预定的夹角。在一些示例中, 考虑到计算的简便性, 优选地, 光学透镜111的光轴A可以与成像元件112的成像平面垂直(参见图2)。在这种情况下, 能够更方便地进行光学计算以得到激光模块12与激光标记P1之间的测量距离 h_1 。

[0047] 在本实施方式中, 如上所述, 可以通过激光模块12发射激光(入射光) L_1 以在组织腔体2的内壁20上形成激光标记P1。在这种情况下, 通过可控地使用激光模块12在组织腔体2的内壁20上形成激光标记P1, 能够有效地获取光学计算所需的信息。

[0048] 另外, 在一些示例中, 激光(入射光) L_1 与光学透镜111的光轴 A之间具有预定的夹

角。在一些示例中,考虑到计算的简便性,优选地,激光(入射光)L1可以与光轴A平行(参见图2)。在这种情况下,能够更方便地进行光学计算。

[0049] 另外,在一些示例中,激光模块12上的激光发射点P0与光学透镜111的光心O可以位于光轴A的同一条垂线上(参见图2)。由此,能够方便地进行光学计算以得到测量距离h1。但本实施方式不限于此,激光发射点P0也可以位于与光心O不同的垂线上。

[0050] 另外,在本实施方式中,如上所述,光学透镜111、成像元件112以及激光模块12之间的相对位置可以包括激光模块12所发射的激光(入射光)L1与光学透镜111的光轴A之间的垂直距离h2、以及光学透镜111的光心O与成像元件112的成像平面之间的垂直距离h3(参见图2)。由此,能够方便地进行光学计算得出测量距离h1。

[0051] 具体而言,激光模块12以平行于光轴A的方向发射激光(入射光)L1,从而在组织腔体2的内壁20上形成激光标记P1,并形成反射光L2;反射光L2透过光学透镜111从而在成像元件112的成像平面上形成激光标记P1的成像点P2;连接激光发射点P0、激光标记P1和光心O所形成的三角形与连接光心O、相交点P3和成像点P2所形成的三角形互为相似三角形。根据相似三角形,能够方便地计算得出激光模块12与激光标记P1之间的测量距离h1。

[0052] 另外,在一些示例中,激光(入射光)L1可以是可见光。由此能够便于人眼识别目标图像中与激光标记P1有关的信息。在另一些示例中,激光(入射光)L1可以是红外光。在这种情况下,由于激光(入射光)L1不会在组织腔体2内形成可见的激光标记P1,即不会在组织腔体2的病变区域上形成误导元素例如与病灶颜色相近的激光标记P1,从而能够有效降低因测距而对检查所造成的不利影响。

[0053] 另外,在本实施方式中,激光(入射光)L1的波长范围可以是400nm至600nm。由此,能够有助于使得激光标记P1在目标图像中的成像点P2具有更高的辨识度,从而能够更准确地读取目标图像的图像信息。

[0054] 图4是示出了本实用新型所涉及的测距系统10进行测距时激光(入射光)L1与胶囊内窥镜1运动方向相同的示意图。在本实施方式中,以胃腔为例,激光(入射光)L1的发射方向可以与胶囊内窥镜1的运动方向相同(参见图4)。在这种情况下,能够方便地调节胶囊内窥镜1的运动变量例如加速度以控制胶囊内窥镜1在组织腔体2的内壁20软着陆,从而有效避免因胶囊内窥镜1的冲击力而造成组织腔体2的内壁20受到损伤。

[0055] 在本实施方式中,处理模块13可以基于上述相对位置、图像信息等信息进行光学计算,从而方便地得出测量距离h1。

[0056] 另外,在一些示例中,处理模块13可以包括存储单元131,存储单元131可以用于存储胶囊内窥镜1在组织腔体2内获取的各种信息例如图像信息等。

[0057] 在一些示例中,处理模块13可以位于胶囊内窥镜1的内部。由此,胶囊内窥镜1能够方便地本地处理部分信息。在一些示例中,考虑到胶囊内窥镜1的能耗、体积等因素,优选地,位于胶囊内窥镜1内部的处理模块13可以用于执行较为简单的处理例如将图像信息分类存储于存储单元131中。

[0058] 另外,在一些示例中,处理模块13也可以位于胶囊内窥镜1的外部。在这种情况下,当执行较为复杂的处理时例如读取较为复杂的图像信息,能够通过位于胶囊内窥镜1外部的处理模块13来执行,并且有效地减小胶囊内窥镜1的能耗。

[0059] 另外,在一些示例中,当处理模块13位于胶囊内窥镜1的外部时,处理模块13还可

以包括传输单元132。存储单元131所存储的信息可以通过传输单元132传输到外部设备(未图示),例如经由外部设备的线圈(未图示)与胶囊内窥镜1的线圈(未图示)之间的耦合进行信号传输。

[0060] 另外,在一些示例中,传输单元132可以通过无线传输方式例如蓝牙传输、WIFI传输、NFC传输等方式将存储单元131中的信息传输至外部设备。在这种情况下,能够便于位于组织腔体2内的胶囊内窥镜1向外部设备传输信息。

[0061] 另外,在一些示例中,传输单元132也可以通过有线传输方式例如USB接口传输方式将存储单元131中的信息传输至外部设备。在这种情况下,在胶囊内窥镜1排出体外时,外部设备可以通过有线传输方式与胶囊内窥镜1进行信息传输,从而有效降低胶囊内窥镜1中的能耗,并且能够使得胶囊内窥镜1在能量耗尽时也能传输信息。

[0062] 另外,在一些示例中,处理模块13还可以用于处理目标图像中的噪声信息。由此,能够更准确地读取目标图像中测距所需的图像信息,从而便于进行光学计算以得到测量距离 h_1 。

[0063] 另外,在一些示例中,噪声信息可以包括激光(入射光)L1在组织腔体2内形成的杂散光。在这种情况下,通过处理杂散光,能够更准确地读取目标图像中测距所需的图像信息,从而便于进行光学计算以得到测量距离 h_1 。

[0064] 图5(a)和图5(b)分别是示出了本实用新型所涉及的测距系统10进行测距时杂散光的例子的示意图。由于组织腔体2内复杂的结构和环境,可能会造成激光(入射光)L1在组织腔体2内传播时形成复杂的反射光L2,反射光L2透过光学透镜111在成像元件112上进行成像,从而导致在目标图像中形成噪声信息。

[0065] 具体而言,在一些示例中,如图5(a)所示,由于组织腔体2的内壁20上不同的区域可能具有不同的润湿程度和光滑程度,导致激光(入射光)L1传播至组织腔体2的内壁20上时,部分光线经多次反射后的反射光L2被光学透镜111捕获,例如图5(a)所示的光线传播路径,即激光发射点P0→激光标记P1→内壁20的反射点P4→光心O,该反射光L2通过光学透镜111之后在光学元件112上所形成的图像信息为组织腔体2的内壁20上的反射点P4的信息,而并非激光标记P1的信息,即杂散光在目标图像中形成了由反射点P4所致的噪声信息。

[0066] 在另一些示例中,如图5(b)所示,当组织腔体2内具有组织液并且胶囊内窥镜1位于组织液的液面以下时,激光(入射光)L1传播至组织液的液面时发生反射形成的反射光L2被光学透镜111捕获,例如图5(b)所示的光线传播路径,即激光发射点P0→液面上的反射点P5→光心O,该反射光L2通过光学透镜111之后在光学元件112上所形成的图像信息为组织液液面上的反射点P5的信息,而并非激光标记P1的信息,即杂散光在目标图像中形成了由反射点P5所致的噪声信息。

[0067] 图6是示出了本实用新型所涉及的测距系统10对组织腔体2进行三维结构建模的示意图。

[0068] 另外,在一些示例中,测距系统10还可以包括划分模块14。划分模块14可以用于将组织腔体2划分为连续的多个组织区域。例如,组织腔体2被划分为组织区域2a、组织区域2b和组织区域2c(参见图6),并且将各个组织区域(组织区域2a、组织区域2b或组织区域2c)的内壁20划分为多个测距区域20a、20b、20c。例如,组织区域2a的内壁20被划分为测距区域20a、测距区域20b和测距区域20c(参见图6)。在这种情况下,能够方便地对组织腔体2的不

同的区域进行距离测量。

[0069] 在本实施方式中,处理模块13可以基于多个测距区域(例如测距区域20a、测距区域20b和测距区域20c)的测量距离和胶囊内窥镜1在分别对各个测距区域(例如测距区域20a、测距区域20b或测距区域20c)进行距离测量时相应的偏转角度构建组织腔体2的三维结构模型。由此,能够方便地对整个组织腔体2进行测距。

[0070] 另外,在一些示例中,如上所述,划分模块14可以将组织腔体2划分为多个组织区域,并且将各个组织区域内壁20划分为多个测距区域。而且,划分模块14基于各个测距区域的测量距离以及进行测距时胶囊内窥镜1相应的偏转角度,构建各个组织区域的三维结构模型,然后再通过合成处理等方式将各个组织区域的三维结构模型拼接以构建整个组织腔体2的三维结构模型。

[0071] 另外,在一些示例中,由于组织腔体2通常具有复杂的内部结构,从而可能导致胶囊内窥镜1在组织腔体2内部的某一位置进行图像采集时存在视觉盲区,通过划分模块14将组织腔体2划分为多个组织区域,并分别在各个组织区域进行图像采集和距离测量,能够有效减少胶囊内窥镜1在组织腔体2内的视觉盲区,从而更充分地进行图像采集。

[0072] 另外,在一些示例中,通过测距系统10对各个组织区域的各个测距区域进行距离测量时,保持激光模块12与该组织区域相对静止,并且将该测距区域视为一个测距点,通过激光模块12对测距点进行距离测量来获得该测距区域的测量距离 h_1 。在这种情况下,有助于胶囊内窥镜1应对组织腔体2复杂的内部结构,从而更方便地进行距离测量。

[0073] 以下,结合图7,以胃腔为例对本实施方式所涉及的胶囊内窥镜用的测距系统10进行详细说明,特别是详细说明测距系统10在组织腔体2内如何进行测距。图7是示出了本实用新型所涉及的测距系统10进行测距的流程示意图。但需要说明的是,本实施方式所涉及的胶囊内窥镜用的测距系统10同样适用于上述的其他组织腔体2。

[0074] 在本实用新型中,使用胶囊内窥镜用的测距系统10在胃腔内进行测距的测距方法可以包括以下步骤:使胶囊内窥镜1进入胃腔(步骤S100);激光模块12向胃壁发射激光(入射光)L1,在胃壁上形成激光标记P1(步骤S200);使用采集模块11采集包括激光标记P1的目标图像(步骤S300);利用处理模块13获取目标图像的图像信息和胶囊内窥镜1的内置参数(包括光学透镜111、成像元件112以及激光模块12之间的相对位置),从而进行光学计算以得出激光标记P1与激光模块12之间的测量距离 h_1 (步骤S400)。

[0075] 另外,上述测距方法还可以包括:使用划分模块14将胃腔划分为多个组织区域,并且将各个组织区域内壁划分为多个测距区域(步骤S500)。

[0076] 此外,上述测距方法还可以包括:分别测得各个测距区域的测量距离 h_1 (步骤S600)。然后,处理模块13基于上述多个测距区域的测量距离 h_1 和胶囊内窥镜1在对各个测距区域进行距离测量时相应的偏转角度构建胃腔的三维结构模型(步骤S700)。

[0077] 在步骤S200中,激光模块12可以向组织腔体2的内壁20发射激光(入射光)L1从而在组织腔体2的内壁20形成激光标记P1,入射光L1在组织腔体2的内壁20上经过反射而形成反射光L2。反射光L2透过光学透镜111从而在成像元件112上形成包括激光标记P1的目标图像,其中,激光标记P1在目标图像中形成成像点P2。

[0078] 另外,在步骤S300和步骤S400中,处理模块13获取目标图像的图像信息、以及光学透镜111、成像元件112与激光模块12之间的相对位置,并基于上述图像信息和相对位置进

行光学计算以得到激光模块12与激光标记P1之间的测量距离h1。

[0079] 在步骤S400中,如上所述,根据光线传播原理、相似三角形以及上述图像信息和相对位置,激光模块12与激光标记P1之间的测量距离h1可以由上述式(I)计算得出。

[0080] 其中,h2为激光模块12所发射的激光(入射光)L1与光学透镜111的光轴A之间的垂直距离,h3为光学透镜111的光心O与成像元件112的成像平面之间的垂直距离(参见图2),h4为上述成像点P2与相交点P3之间的直线距离。具体而言,如图2和图3所示,入射光L1与反射光L2之间所形成的夹角为 θ ,反射光L2与光学透镜111的光轴A之间所形成的夹角也是 θ ,根据相似三角形可得 $h1/h2=h3/h4$,由此可以得出上述式(I),从而计算得出测量距离h1。

[0081] 虽然以上结合附图和示例对本实用新型进行了具体说明,但是可以理解,上述说明不以任何形式限制本实用新型。本领域技术人员在不偏离本实用新型的实质精神和范围的情况下可以根据需要对本实用新型进行变形和变化,这些变形和变化均落入本实用新型的范围内。

[0082] 本实用新型引用的所有参考文献全文引入作为参考,如同完全阐述的那样。除非另有定义,本实用新型所使用的技术和科学术语具有与本实用新型所属领域的普通技术人员通常理解相同的含义。

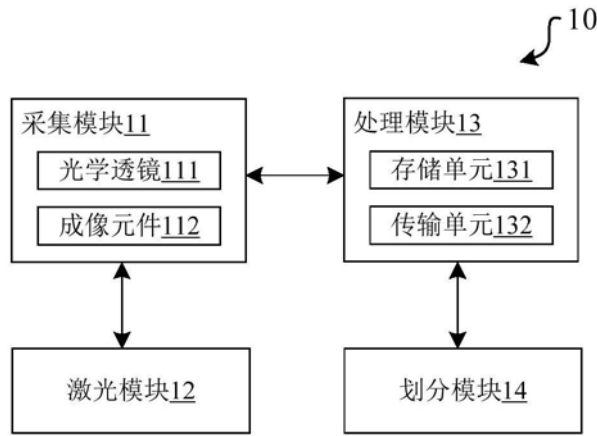


图1

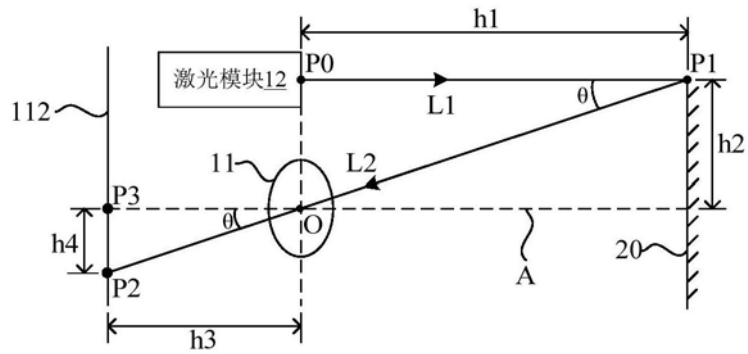


图2

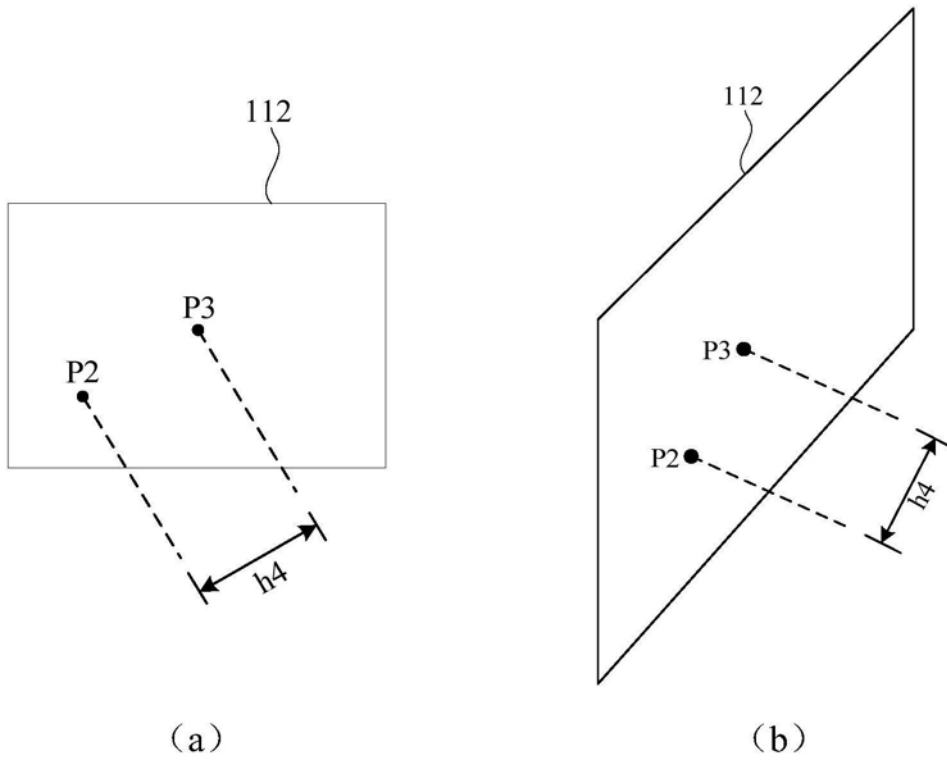


图3

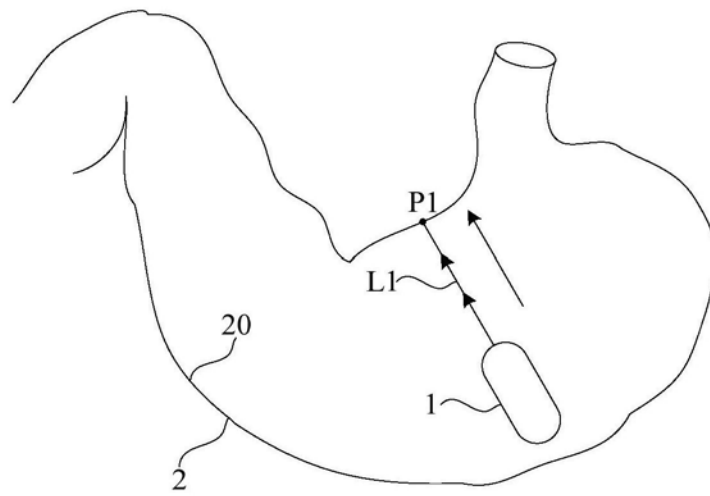


图4

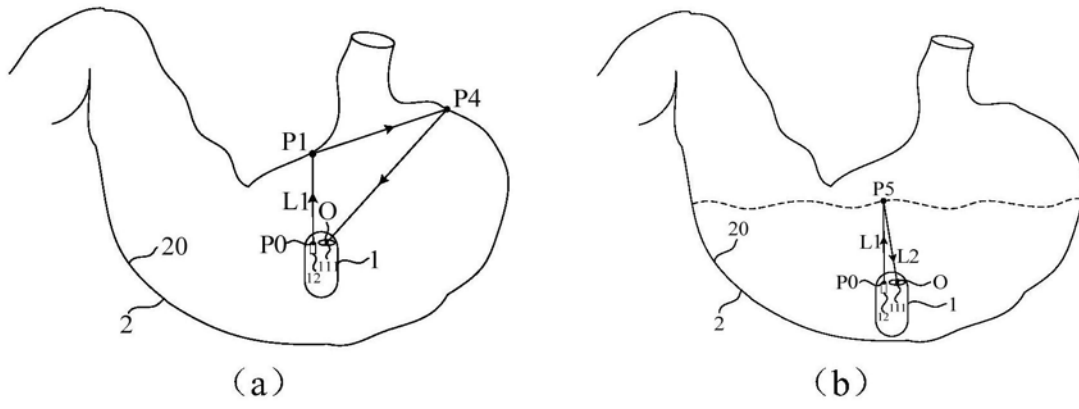


图5

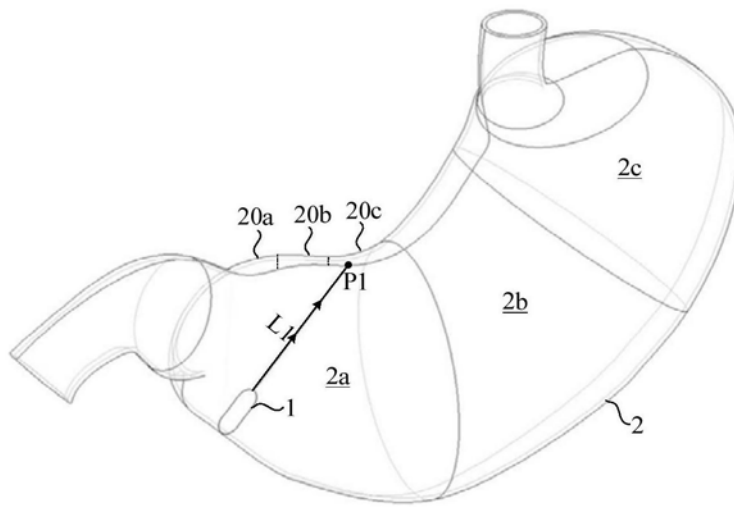


图6

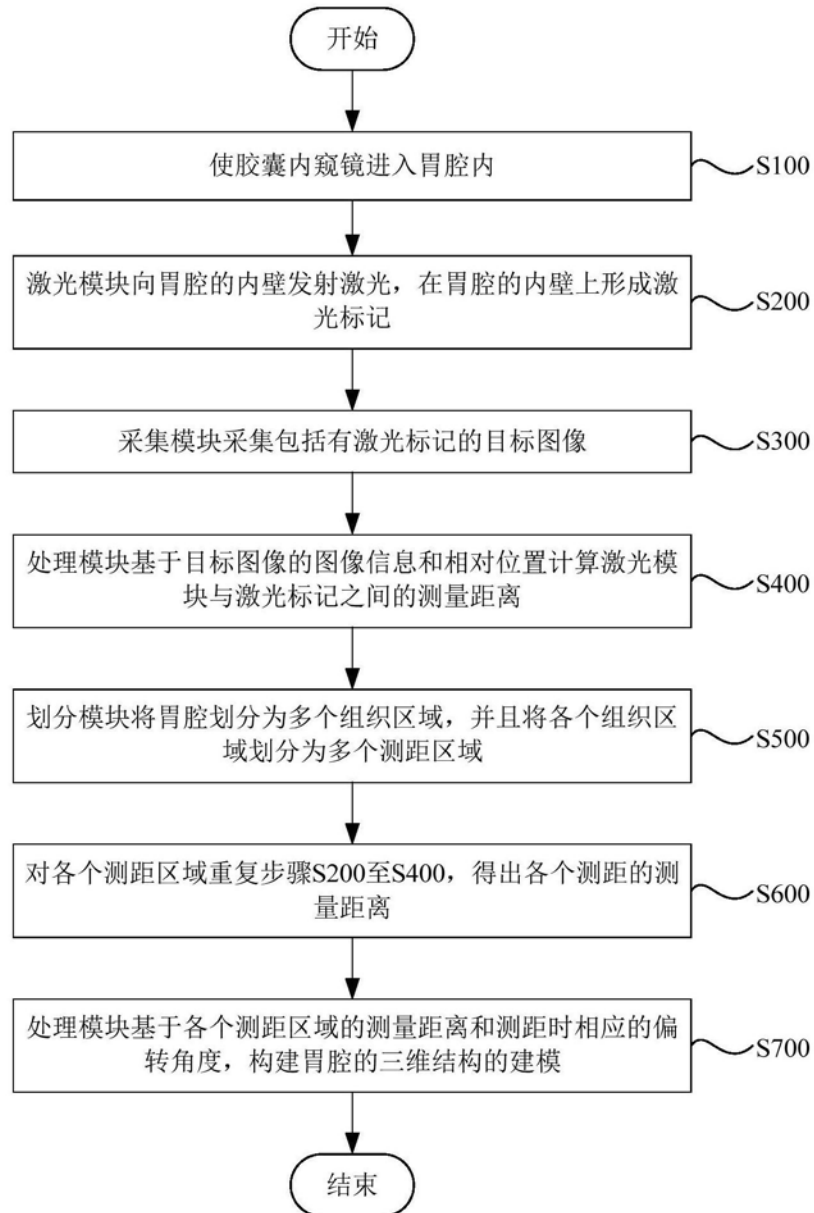


图7

专利名称(译)	胶囊内窥镜用的测距系统		
公开(公告)号	CN210784245U	公开(公告)日	2020-06-19
申请号	CN201921582822.X	申请日	2019-09-22
[标]发明人	刘浏 夏斌		
发明人	刘浏 夏斌 彭璨		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本实用新型描述了一种胶囊内窥镜用的测距系统，其包括：采集模块，其包括光学透镜和成像元件；激光模块，其用于沿着与光学透镜的光轴平行的方向发射激光而在组织腔体的内壁上形成激光标记，激光标记通过光学透镜在成像元件上形成目标图像，光学透镜、成像元件与激光模块之间具有预定的相对位置；以及处理模块，其基于目标图像的图像信息和相对位置计算激光模块与激光标记之间的测量距离。根据本实用新型，能够方便地测量胶囊内窥镜与组织腔体的内壁之间的距离。

