



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102247119 A

(43) 申请公布日 2011. 11. 23

(21) 申请号 201110174225. 5

(22) 申请日 2011. 06. 27

(71) 申请人 西交利物浦大学

地址 215123 江苏省苏州市工业园区独墅湖
高等教育区仁爱路 111 号

(72) 发明人 林永义 王焰 罗天明

(74) 专利代理机构 苏州创元专利商标事务所有
限公司 32103

代理人 范晴

(51) Int. Cl.

A61B 1/05(2006. 01)

A61B 5/07(2006. 01)

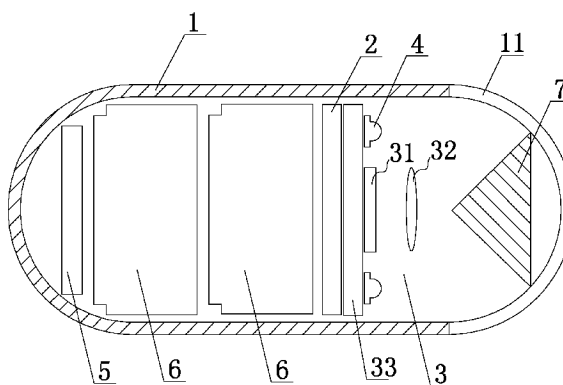
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

带反射镜的无线胶囊内窥镜系统

(57) 摘要

本发明公开了一种带反射镜的无线胶囊内窥镜系统,包括胶囊壳体(1)、控制装置(2)、照相装置(3)、光源(4)、用于无线传输拍摄的图像的无线收发装置(5)、和为控制装置(2)、照相装置(3)、光源(4)、无线收发装置(5)分别提供能源的能源供应装置(6),所述控制装置(2)、照相装置(3)、光源(4)、无线收发装置(5)、能源供应装置(6)均密封在胶囊壳体(1)内,其特征在于所述胶囊壳体(1)上设置供光源光线投射出的透明区域(11),所述照相装置(3)与透明区域(11)间设置反射镜(7),所述反射镜(7)将透明区域(11)外侧的光线反射到照相装置内。该系统具有更广阔视野、较高图像亮度与超低失真度。



1. 一种带反射镜的无线胶囊内窥镜系统,包括胶囊壳体(1)、控制装置(2)、照相装置(3)、光源(4)、用于无线传输拍摄的图像的无线收发装置(5)、和为控制装置(2)、照相装置(3)、光源(4)、无线收发装置(5) 分别提供能源的能源供应装置(6),所述控制装置(2)、照相装置(3)、光源(4)、无线收发装置(5)、能源供应装置(6) 均密封在胶囊壳体(1) 内,其特征在于所述胶囊壳体(1) 上设置供光源光线投射出的透明区域(11),所述照相装置(3) 与透明区域(11) 间设置反射镜(7),所述反射镜(7) 将透明区域(11) 外侧的光线反射到照相装置内。

2. 根据权利要求1所述的带反射镜的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述照相装置(3) 包括图像传感装置(31)、设置在图像传感装置(31) 外侧的镜头(32),所述镜头(32) 与透明区域(11) 间设置反射镜(7),所述反射镜(7)、镜头(32) 和图像传感装置(31) 处于同一光轴上。

3. 根据权利要求2所述的带反射镜的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述图像传感装置(31) 连接有图像传感控制器(33),所述图像传感控制器(33) 与控制装置(2) 连接,将图像传感装置(31) 接收的电信号进行处理后发送给控制装置(2)。

4. 根据权利要求2所述的带反射镜的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述系统还包括体外装置,所述体外装置包括数据收发模块、数据处理模块和数据显示模块,所述控制装置与无线收发装置(5) 连接将图像信号传输给体外装置。

5. 根据权利要求2所述的带反射镜的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述反射镜(7) 的反射面为凸面。

6. 根据权利要求5所述的带反射镜的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述反射镜(7) 的反射面为锥面或弧面。

7. 根据权利要求2所述的带反射镜的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述光源(4) 设置在图像传感装置(31) 的外侧。

带反射镜的无线胶囊内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明属于临床医学及医疗辅助设备技术领域,具体涉及一种带反射镜的无线胶囊内窥镜系统。

背景技术

[0002] 内窥镜是一种消化道诊断的传统技术,它由可弯曲部分、光源及一组镜头组成。使用时将内窥镜由伸入受检者体内,可直接窥视有关部位的变化。近年来,尽管内窥镜的功能有所扩展,但有两大问题始终未得到解决。一方面,内窥镜连接管在人体内移动造成的不适并未得到改善;另一方面,上消化道诊断一般采用胃镜检查,结肠和直肠通常采用结肠镜检查,然而,消化道中间的小肠部分严重超出了传统内窥镜技术的检测范围,利用特殊成像技术(如电子计算机X射线断层扫描技术、核磁共振成像)来检测小肠效果不是很理想,而增加内窥镜长度的“推动肠内窥镜”技术因受限于其操控性及准确性,效果亦非常有限。为了克服以上两个问题,2001年5月以色列的一家公司 Given Imaging 生产出一种名为“M2A”的胶囊状内窥镜,可以达到观察与诊断小肠黏膜的目的。

[0003] 无线胶囊内窥镜是一种非侵略性技术。被吞入人体后,无线胶囊可以连续工作6~8个小时,能够拍摄到小肠内壁的图像并传输至体外。无线胶囊内设有传感器装置,其中包含一个彩色摄像机和无线射频发射器,而且大多数无线胶囊内窥镜设有4个LED灯和足够的电池电量,在8个小时的消化道旅程中,无线胶囊内窥镜会拍摄近55000张彩色图片。无线胶囊的大小相当于最大的维生素药丸(Given Imaging 公司的M2A大小为11mm×27mm),它是由特殊生物材料密封,能抵抗胃酸和强大的消化酶,一旦无线胶囊内窥镜由病人吞咽,将会被消化道慢慢的推进。由于可以为长达5-7米的小肠全段提供有效的检查手段,预计无线胶囊内窥镜将提高各类小肠相关疾病患者的治愈率。继胶囊内窥镜的第一代产品 Given Imaging 公司的M2A之后,同来自于 Given Imaging 的升级型产品 PillCam,日本 RF System Lab 公司研发的 Norika3 及 Sayaka, Olympus 的 EndoCapsule 和美国 SmartPill 公司的消化道监测系统等产品均在不同方向有长足的进步。无线胶囊内窥镜检测程序在2001年已经美国食品和药物管理局批准,用于检测胃肠道疾病。国内重庆金山科技集团自主研发的胶囊内窥镜(中国专利 ZL200420033040 医用无线电胶囊式内窥系统)也于2004年2月公开了一种通过口服进入肠胃道进行观察的医用无线电胶囊式内窥系统,并获得中国 SFDA 的批准,准予临床应用。

[0004] 然而,无线胶囊内窥镜在目前阶段仍面临着许多问题。首先,在传统设计中,所拍照片在中央有占图片面积约10%至15%的黑色区域,这将直接减少照片有效面。而且其成像区域仅限前方,这将使小肠侧壁信息容易被遗漏。其次,在传统设计中,被观测拍摄区域的视野距图像传感器比较远,因此要在肠道内得到清楚图像需要很强的照明,这意味着胶囊需要大功率的LED或增加LED的数量(耗费更多电池的电量),因而缩短无线胶囊内窥镜在人体内的运作时间。第三,在胶囊内窥镜中由镜头和图像传感器构成的成像系统中,焦距和像距是固定的,而物距则在很大的范围内变化,因此在对被观测物体(即小肠壁)的拍

照当中,仅有一小段区域满足理想光学成像条件,其他被拍摄部分因为不满足理想成像条件,会有一定程度的失真;第四、传统技术中,所拍摄照片上距图片中心不同距离的单位像素所对应的实物(即小肠壁)大小是不同的,假设所拍图片是 256×256 分辨率,其最外围像素对应的实物长度为1mm,则距图片中心一半半径处像素对应的实物长度约为4mm,而距图片中心 $1/3$ 半径处像素对应的实物长度约为9mm,由此带来了严重的图像失真。

[0005] 显然,现有的胶囊内窥镜诊察过程将遗漏大量信息,存在相当大的漏检可能,严重影响诊断的全面性和准确性,在胃肠疾病诊断方面的应用价值受到限制。

发明内容

[0006] 本发明目的在于提供一种带反射镜的无线胶囊内窥镜系统,解决了现有技术中传统无线胶囊内窥镜使用时遗漏大量图像信息,存在相当大的漏检可能,严重影响诊断的全面性和准确性等问题。

[0007] 为了解决现有技术中的这些问题,本发明提供的技术方案是:

[0008] 一种带反射镜的无线胶囊内窥镜系统,包括胶囊壳体、控制装置、照相装置、光源、用于无线传输拍摄的图像的无线收发装置、和为控制装置、照相装置、光源、无线收发装置分别提供能源的能源供应装置,所述控制装置、照相装置、光源、无线收发装置、能源供应装置均密封在胶囊壳体内,其特征在于所述胶囊壳体上设置供光源光线投射出的透明区域,所述照相装置与透明区域间设置反射镜,所述反射镜将透明区域外侧的光线反射到照相装置内。

[0009] 优选的,所述照相装置包括图像传感装置、设置在图像传感装置外侧的镜头,所述镜头与透明区域间设置反射镜,所述反射镜、镜头和图像传感装置处于同一光轴上。

[0010] 优选的,所述图像传感装置连接有图像传感控制器,所述图像传感控制器与控制装置连接,将图像传感装置接收的电信号进行处理后发送给控制装置。

[0011] 优选的,所述系统还包括体外装置,所述体外装置包括数据收发模块、数据处理模块和数据显示模块,所述控制装置与无线收发装置连接将图像信号传输给体外装置。

[0012] 优选的,所述反射镜的反射面为凸面。

[0013] 优选的,所述反射镜的反射面为锥面或弧面。

[0014] 优选的,所述光源设置在图像传感装置的外侧。

[0015] 针对现有技术中的不足,本发明得到一种比现有无线胶囊内窥镜具有更广阔视野的无线胶囊内窥镜,能够获得更全面胃肠道内壁清晰的图像。本发明通过特殊设计的光学成像系统,减小了传统胶囊内窥镜成像系统的失真,扩大了所采集图像的有效面积,提高了同等照明条件下的图像亮度,因而从侧面减少了电池消耗,从而提高无线胶囊内窥镜对胃肠疾病诊断的应用价值。

[0016] 为实现上述目的,本发明设计的无线胶囊内窥镜系统包括体内无线胶囊内窥镜和体外装置两部分,这两个部分通过无线通信连接通讯。体内无线胶囊内窥镜通过口服进入人体胃肠道,无创检测人体胃肠道内壁图像,并通过无线方式发射至体外装置。体外装置数据收发模块、数据处理模块和数据显示模块,所述控制装置与无线收发装置连接将图像信号传输给体外装置。体外装置除了这些模块,可以包括电源、电源开关,体外装置与传统无线胶囊内窥镜系统可以相同。

[0017] 本发明在体内无线胶囊内窥镜的镜头前加装反射镜,使成像方向发生改变,达到使无线胶囊内窥镜拥有广阔视野和精确成像能力的目的,以便减少诊断过程中所将遗漏的大量信息。

[0018] 具体的体内胶囊内窥镜由反射镜、镜头、微型照明系统、图像传感器、图像传感器控制器、胶囊微处理器、胶囊无线收发功能模块、天线、微型电池和胶囊壳体构成。胶囊壳体含有设置在反射镜侧的透明球壳,上述部件全部密封在胶囊壳体之内。各组成部件的连接关系为:反射镜,镜头及图像传感器依次沿同一光轴排列,透明球壳位于胶囊壳体靠近反射镜的一端,胶囊微处理器通过胶囊无线收发功能模块连接到天线,图像传感器与图像传感器控制器相连,图像传感器控制器与胶囊微处理器相连。微型电池分别连接微型照明系统,图像传感器,图像传感器控制器,胶囊微处理器,胶囊无线收发功能模块并为它们供电,以保障整个系统的正常运行。在微型照明系统的照明下,胃肠道内壁图像通过透明球壳,反射镜和镜头成像在图像传感器上,并转换为电信号,图像传感器控制器将上述电信号进行处理并发送给胶囊微处理器,胶囊微处理器通过胶囊无线收发功能模块和天线将肠道内壁图像信号无线发射到体外装置。所述的体外装置包括电源、电源开关、数据收发模块、数据处理模块和数据显示模块。体外装置的数据收发模块接收体内胶囊内窥镜发送的图像数据,并通过数据处理模块处理后输出到数据显示模块进行显示。

[0019] 本发明可在更广阔的视野内对胃肠道侧壁进行扫描。本发明的反射镜与镜头结合的装置使得被观测成像区域为胶囊的侧前方,因此可在更广阔的视野内对胃肠道侧壁进行扫描,实现一种比现有无线胶囊内窥镜更广阔视野的观察检测,特别是胃肠道侧壁难以观察到的部分,能够获得更全面胃肠道内壁清晰的图像。在传统设计中,所拍照片在中央有占图片面积约 10%至 15%的黑色区域,而本发明所述装置拍摄的照片没有中央黑区,大大提高了图片有效信息量。此外,因为被观测拍摄区域距离胶囊提供光源距离较近且差异不大,所以拍得图像的亮度相对较强并且较为均匀。

[0020] 本发明可以大量减少电池的耗电量。在传统设计中,被观测拍摄区域的视野距图像传感器比较远,因此要在肠道内得到清楚图像需要很强的照明,这意味着胶囊需要大功率的 LED 或增加 LED 的数量(耗费更多电池的电量)。而在本发明中,被观测拍摄区域与图像传感器的距离比较近,不需要超强的照明,因此可以减少 LED 的数量,这也相对的减少所需要用到的电池电量,因而延长无线胶囊内窥镜在人体内的运作时间。

[0021] 本发明可大大减少图像对实物表达的失真。在传统设计中,引起失真的有两个主要因素:第一、在胶囊内窥镜中由镜头和图像传感器构成的成像系统中,焦距和像距是固定的,而物距则在很大的范围内变化,因此在对被观测物体(即小肠壁)的拍照当中,仅有一小段区域满足理想光学成像条件,其他被拍摄部分因为不满足理想成像条件,会有一定程度的失真;第二、传统技术中,所拍摄照片上距图片中心不同距离的单位像素所对应的实物(即小肠壁)大小是不同的,假设所拍图片是 256×256 分辨率,其最外围像素对应的实物长度为 1mm,则距图片中心一半半径处像素对应的实物长度约为 4mm,而距图片中心 $1/3$ 半径处像素对应的实物长度约为 9mm,由此带来了严重的图像失真。而在本发明中,以上两个问题均得到了很好的解决,被拍摄区域与镜头距离基本恒定,从而免去了失焦造成的影响;而各像素对应的实物大小也与像素位置无关,完全恒定,由此消除了像素位置带来的失真。此部分具体原理将在具体实施例中详细解释。

[0022] 此外,因为在本发明中会拍摄到小肠侧壁很多重叠的信息,所以本发明可以充分利用这些重叠图像部分的信息来辅助图像自动分析技术。申请人的另一个中国专利申请200910186622.7公开了一种通过后期图像处理已经捕捉得到的图像,将其逆投影到肠壁连续捕获的二维逆图像的技术。基于本发明宽视野低失真的特性,逆投影技术的可实现度与精确度也可获得相当大的提升,从而显著减少医护人员研究摄影图像的时间,大大提高诊断效率。

[0023] 相对于现有技术中的方案,本发明的优点是:

[0024] 与现有技术相比,本发明解决了其视野空间小,亮度低,失真严重导致临床诊断过程中出现漏检所导致的问题,可以实现对胃肠疾病全面,准确的诊断,得到一种具有更广阔视野,较高图像亮度与超低失真度的无线胶囊内窥镜系统。与已有的系统相比,本发明更具实际意义和临床应用价值。

附图说明

[0025] 下面结合附图及实施例对本发明作进一步描述:

[0026] 图1为本发明的总体结构示意图。

[0027] 图2为本发明的体内无线胶囊内窥镜的结构示意图。其中实例(a)采用圆锥状反射镜;实例(b)采用凸面反射镜。

[0028] 图3为本发明中对小肠壁上各部位点X与Y的成像光路图。

[0029] 图4为本发明的成像范围(视野)

[0030] 图5为本发明的参数及聚焦原理。

[0031] 图6为胶囊内窥镜成像中像点与源点的对应关系。其中(a)为传统胶囊内窥镜;(b)为采用圆锥状反射镜的本发明新式胶囊内窥镜。

[0032] 其中:1为胶囊壳体;2为控制装置;3为照相装置;4为光源;5为无线收发装置;6为能源供应装置;7为反射镜;11为透明区域;31为图像传感装置;32为镜头;33为图像传感控制器。

具体实施方式

[0033] 以下结合具体实施例对上述方案做进一步说明。应理解,这些实施例是用于说明本发明而并不限于限制本发明的范围。实施例中采用的实施条件可以根据具体厂家的条件做进一步调整,未注明的实施条件通常为常规实验中的条件。

[0034] 实施例带反射镜的无线胶囊内窥镜系统

[0035] 如图1所示为带反射镜的无线胶囊内窥镜系统的原理示意图,无线胶囊内窥镜系统由体内胶囊内窥镜和体外装置组成,所述体内胶囊内窥镜包括胶囊壳体1、控制装置2、照相装置3、光源4、用于无线传输拍摄的图像的无线收发装置5、和为控制装置2、照相装置3、光源4、无线收发装置5分别提供能源的能源供应装置6,所述控制装置2、照相装置3、光源4、无线收发装置5、能源供应装置6均密封在胶囊壳体1内,所述胶囊壳体1上设置供光源光线投射出的透明区域11,所述照相装置3与透明区域11间设置反射镜7,所述反射镜7将透明区域11外侧的光线反射到照相装置内。

[0036] 照相装置3包括图像传感装置31、设置在图像传感装置31外侧的镜头32,所述镜

头 32 与透明区域 11 间设置反射镜 7, 所述反射镜 7、镜头 32 和图像传感装置 31 处于同一光轴上。所述图像传感装置 31 连接有图像传感控制器 33, 所述图像传感控制器 33 与控制装置 2 连接, 将图像传感装置 31 接收的电信号进行处理后发送给控制装置 2。

[0037] 体外装置包括数据收发模块、数据处理模块和数据显示模块, 所述控制装置与无线收发装置 5 连接将图像信号传输给体外装置; 所述反射镜 7 的反射面为锥面。所述光源 4 设置在图像传感装置 31 的外侧。

[0038] 体内胶囊内窥镜和体外装置部分通过无线收发协议进行通讯。体外装置包括数据收发模块、数据处理模块和数据显示模块。体内胶囊内窥镜通过口服进入人体胃肠道, 实时采集胃肠道内壁图像, 通过无线方式将图像数据发射至体外。体外装置通过数据收发模块接收图像信息, 并通过数据处理模块处理后输送到数据显示模块进行显示。

[0039] 本实施例胶囊壳体包括透明区域 11 和非透明区域, 透明区域 11 和非透明区域均由对人体无毒无害的材料制成。图像传感装置采用图像传感器; 光源采用微型照明系统; 能源供应装置采用微型电池, 无线收发装置内设置无线收发模块及天线, 控制装置采用胶囊微处理器。所有这些部件全部密封在胶囊壳体之内, 反射镜 7、镜头 32、图像传感器一次沿同一光轴排列, 透明区域 11 位于胶囊壳体靠近反射镜 7 的一端。图像传感器与图像传感器控制器相连, 图像传感器控制与胶囊微处理器相连; 胶囊微处理器通过胶囊无线收发模块连接到天线。微型电池分别连接微型照明系统、图像传感器 4、图像传感器控制器、胶囊微处理器、胶囊无线收发模块并为它们供电, 以保障整个系统的正常运行。

[0040] 在微型照明系统的照明下, 胃肠道内壁图像通过透明区域、反射镜、镜头 32 成像在图像传感器上, 并转换为电信号, 图像传感器控制器将上述电信号进行处理并发送给胶囊微处理器, 最终通过无线收发模块及天线发射到体外装置。体外装置通过数据收发模块接收图像信息, 并通过数据处理模块处理并输出到数据显示模块进行显示。

[0041] 以下将以图 2(a) 中的设计为例具体解释加装反射镜的胶囊内窥镜的成像原理及特点。

[0042] 图 3 展示了小肠壁表面不同位置的点的成像过程。以点 X 为例, 两条发自 X 点的光线在反射镜上反射后被凸透镜聚拢, 此过程可被分解成为两个步骤, 第一, X 点相对反射镜成像于 X' 点; 第二, 虚拟的 X' 点经镜头聚焦成像在图像传感器上的 X'' 点。而以另一点 Y 为例, 两条发自 Y 点的光线, 一条被不透明的胶囊壳体阻挡, 另一条经反射镜反射后折向了远离镜头和图像传感器的方向, 因而不可能在图像传感器上得到 Y 点的像点。X 点及 Y 点之间的 O 点是一个特殊点, 它对应的是图像传感器的中心 O'' 点。在肠壁上 O 点右侧的点 (如 X) 会成像到图像传感器的下半段, 而 O 点左侧的点 (如 Y) 则不能被成像。事实上, 通过设计胶囊壳体不透明部分的遮挡范围, 可以控制反射镜的有效反射面积, 使得肠壁上每一点都可一一对应于图像传感器上的一点, 由此得到清晰无重叠的图像。

[0043] 图 4 展示了本发明的成像范围 (视野)。如上一段所解释, 小肠壁某一纵截面上的一段 (O-E) 可以通过反射镜转换方向后成像于图像传感器上的一段 (O''-E''), 其中, O 点与圆锥状反射镜的尖端顶点对齐, O'' 点是图像传感器的中心的; 而 E 点位置由镜头大小, 镜头到反射镜的距离, 以及反射镜大小决定, E'' 点为图像传感器上的一点, 其具体位置由 E 点位置及图像传感器与镜头的距离决定。通过设计调整镜头大小, 图像传感器到镜头的距离, 镜头到反射镜的距离, 反射镜的大小, 以及透明球壳和胶囊壳体的位置, 可以得到理想的全方

向近距离小肠壁成像。

[0044] 图 5 展示了本发明实例 (a) 的参数。镜头半径 R_{lens} , 图像传感器半径 R_{CCD} , 图像传感器到镜头的距离 S_1 , 镜头到反射镜的距离 l , 45 度圆锥状反射镜的半径 R_m , 以及胶囊半径 R_{WCE} , 小肠半径 R 。反射镜的有效反射区域 h 由胶囊壳体和透明球壳的大小决定。如前两段所解释, 小肠壁上的点 (O-E) 首先相对反射镜成像, 得到一组在 $E'-O'$ 段上的像点, 然后这些点 (被当做透镜成像的源点) 再经由镜头聚拢, 在图像传感器上成像到 $O''-E''$ 点。因此, 在第二步凸透镜成像的过程中, 所有源点到镜头的距离相等, 因此所拍照片不会出现因失焦产生的模糊及失真。

[0045] 图 6 展示了胶囊内窥镜成像中图像传感器上像素点与小肠壁上源点的对应关系。其中图 6(a) 为传统胶囊内窥镜, 图 6(b) 为本发明的原理图。首先分析图 6(a) 所示的传统胶囊内窥镜: 假设 P' 点和 Q' 点为图像传感器上相邻的两点, 它们的像素编号分别为 I 以及 $I-1$ 。 d_I 为它们对应的小肠壁上源点 P 点及 Q 点之间的距离, 而 d_p 及 d_q 分别为 P 点及 Q 点相对原点 O 的位置。由此可知:

$$[0046] \quad \frac{d_p}{R} = \frac{S_1}{R_i};$$

$$[0047] \quad \frac{d_q}{R} = \frac{S_1}{R_{i-1}};$$

$$[0048] \quad \text{因为 } R_k = \frac{k}{N} R_{\text{CCD}}, \text{ } k \text{ 是像素编号; 所以 } d_I = d_q - d_p = \frac{R \cdot S_1}{R_{\text{CCD}}} \cdot \frac{N}{I \cdot (I-1)}。$$

[0049] 然后分析图 6(b) 所示的本发明——带反射镜换向的胶囊内窥镜。 P'' 点和 Q'' 点为图像传感器上相邻的两点, 它们的像素编号分别为 I 以及 $I-1$ 。它们对应的源点 P' 点和 Q' 点相对原点 O 的位置为 d_p 及 d_q , 它们之间的距离即小肠壁上的源点之间的距离 d_I 。同理可知:

$$[0050] \quad \frac{d_p}{S_2} = \frac{R_i}{S_1};$$

$$[0051] \quad \frac{d_q}{S_2} = \frac{R_{i-1}}{S_1};$$

$$[0052] \quad \text{因为 } R_k = \frac{k}{N} R_{\text{CCD}}, \text{ } k \text{ 是像素编号; 所以 } d_I = d_p - d_q = \frac{R_{\text{CCD}} \cdot S_2}{S_1} \cdot \frac{1}{N}。$$

[0053] 观察以上两个公式, 可以看到在传统胶囊内窥镜中, 相邻像素点对应的源点距离与像素点编号有关, 像素点距边缘越远, 对应源点之间的距离就越远, 整个图像失真严重; 而在本设计中, 相邻像素点对应的源点距离与像素点编号无关, 是一个常数, 因此像素点的位置不会影响像素内容的表达, 从而大大减小了失真。

[0054] 综上所述, 本发明解决了传统无线胶囊内窥镜视野范围小, 亮度低, 失真严重导致临床诊断过程中出现漏检所导致的问题, 提供一种比现有技术具有更广阔视野的无线胶囊内窥镜, 减小了传统技术带来的失真, 扩大了所采集图像的有效面积, 提高了同等照明条件下的图像亮度, 从而减少了电池消耗, 并且为后期图像处理提供了方便, 从整体上提高无线胶囊内窥镜对胃肠疾病诊断的应用价值。

[0055] 图 2 展示了两个具体实施例,采用不同的反射镜以达到不同的目的。需注意本发明的保护范围不受下述实施例的限制。其中,图 2(a) 采用圆锥状反射镜,反射镜的换向角度为 90 度,因此胶囊内窥镜的观测范围为胶囊的侧方,此类反射镜在每个中轴线截面上都可被认为是一个平面镜;而图 2(b) 采用凸面反射镜,此类胶囊内窥镜的观测范围更广,可覆盖正侧方至斜前方很宽的一段。

[0056] 上述实例只为说明本发明的技术构思及特点,其目的在于让熟悉此项技术的人是能够了解本发明的内容并据以实施,并不能以此限制本发明的保护范围。凡根据本发明精神实质所做的等效变换或修饰,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

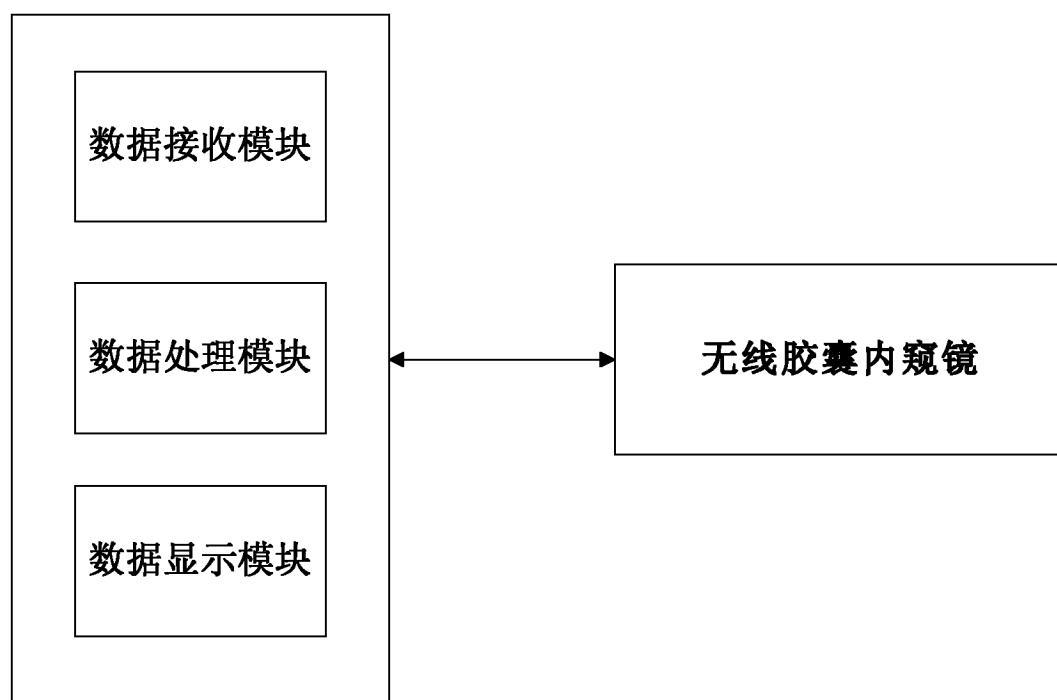
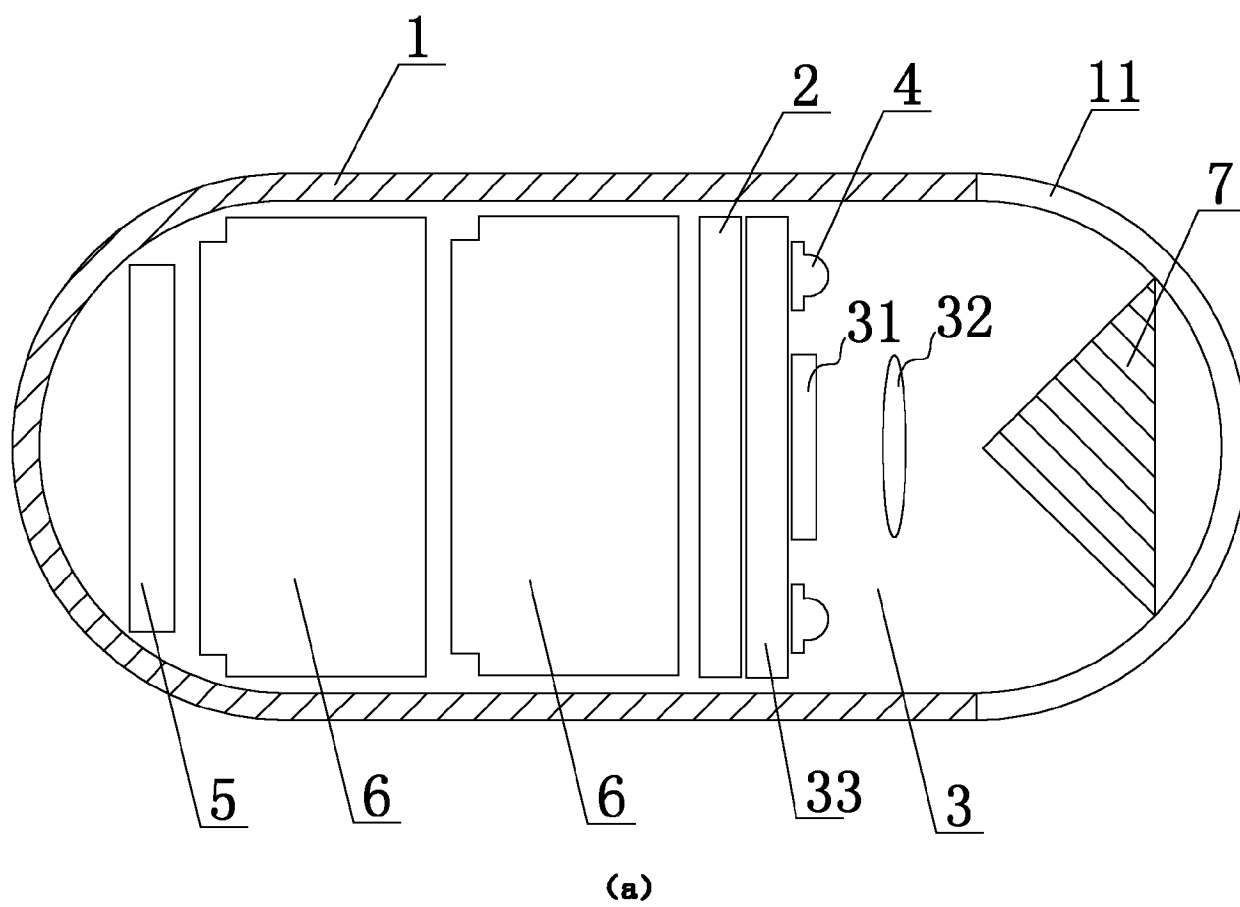


图 1



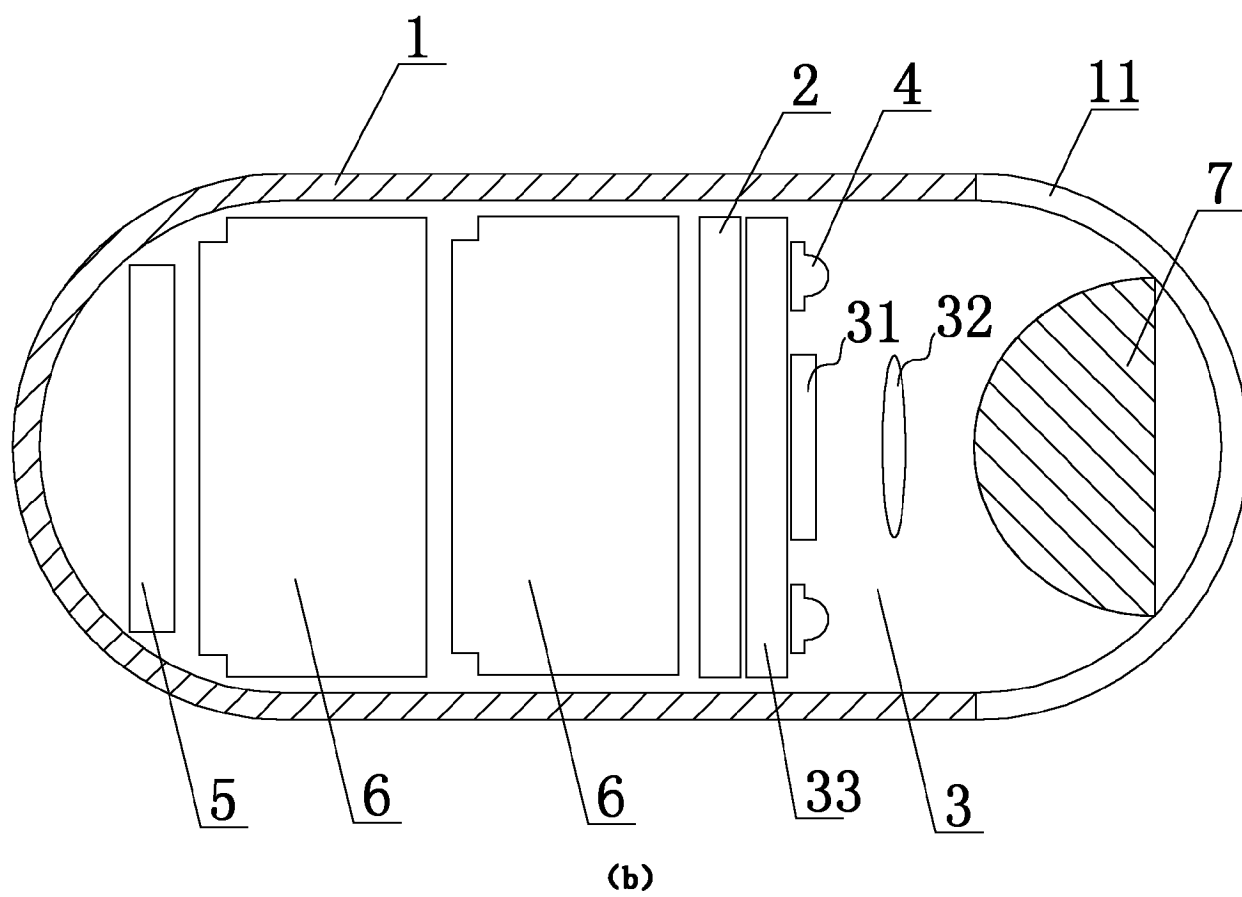


图 2

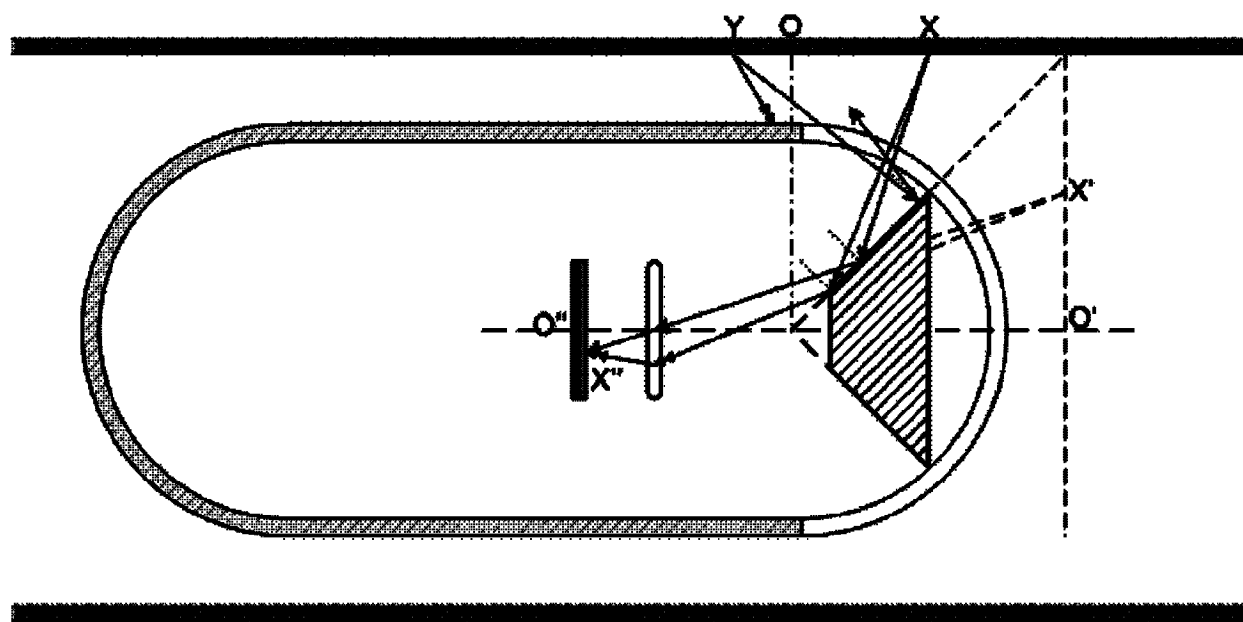


图 3

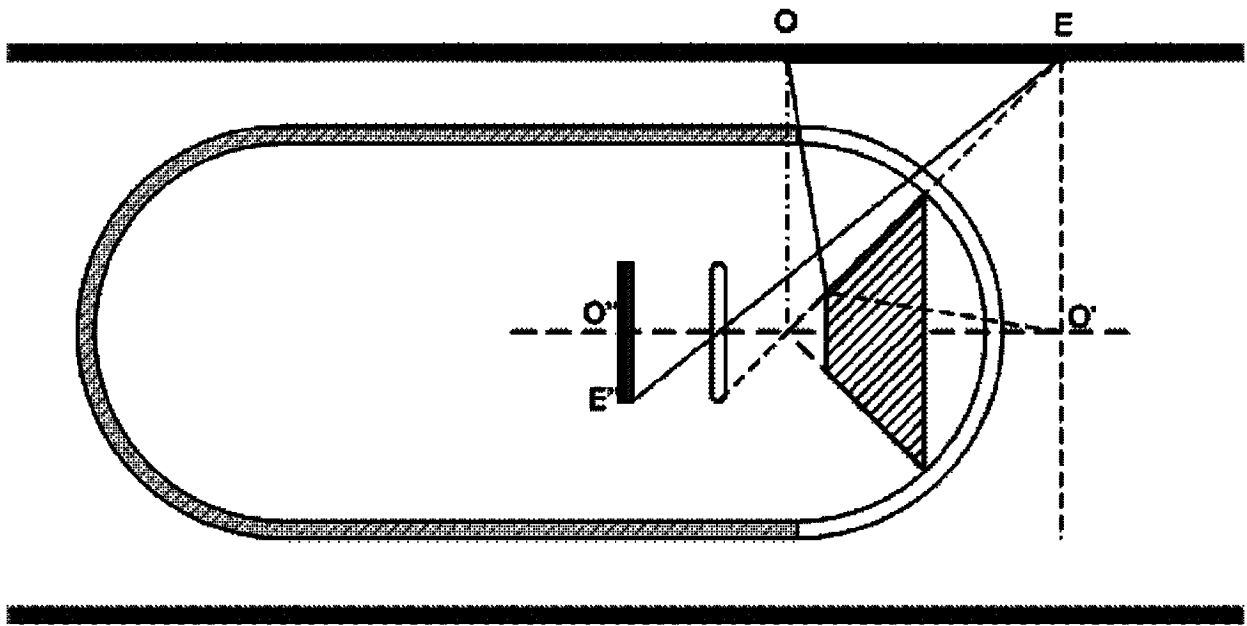


图 4

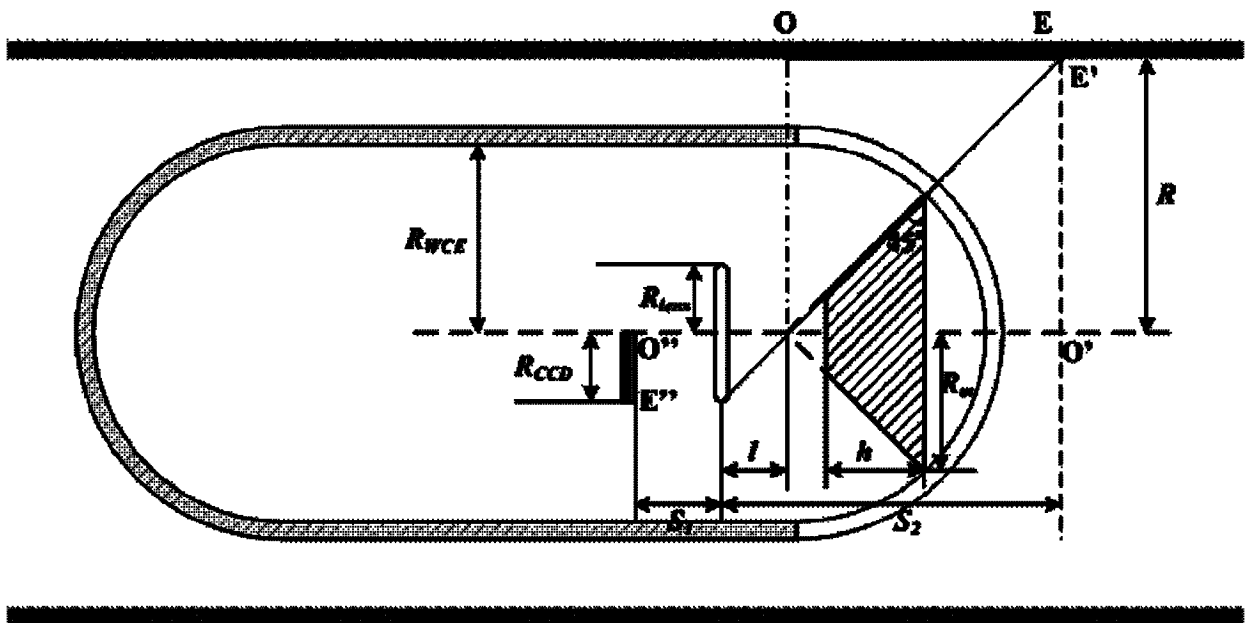


图 5

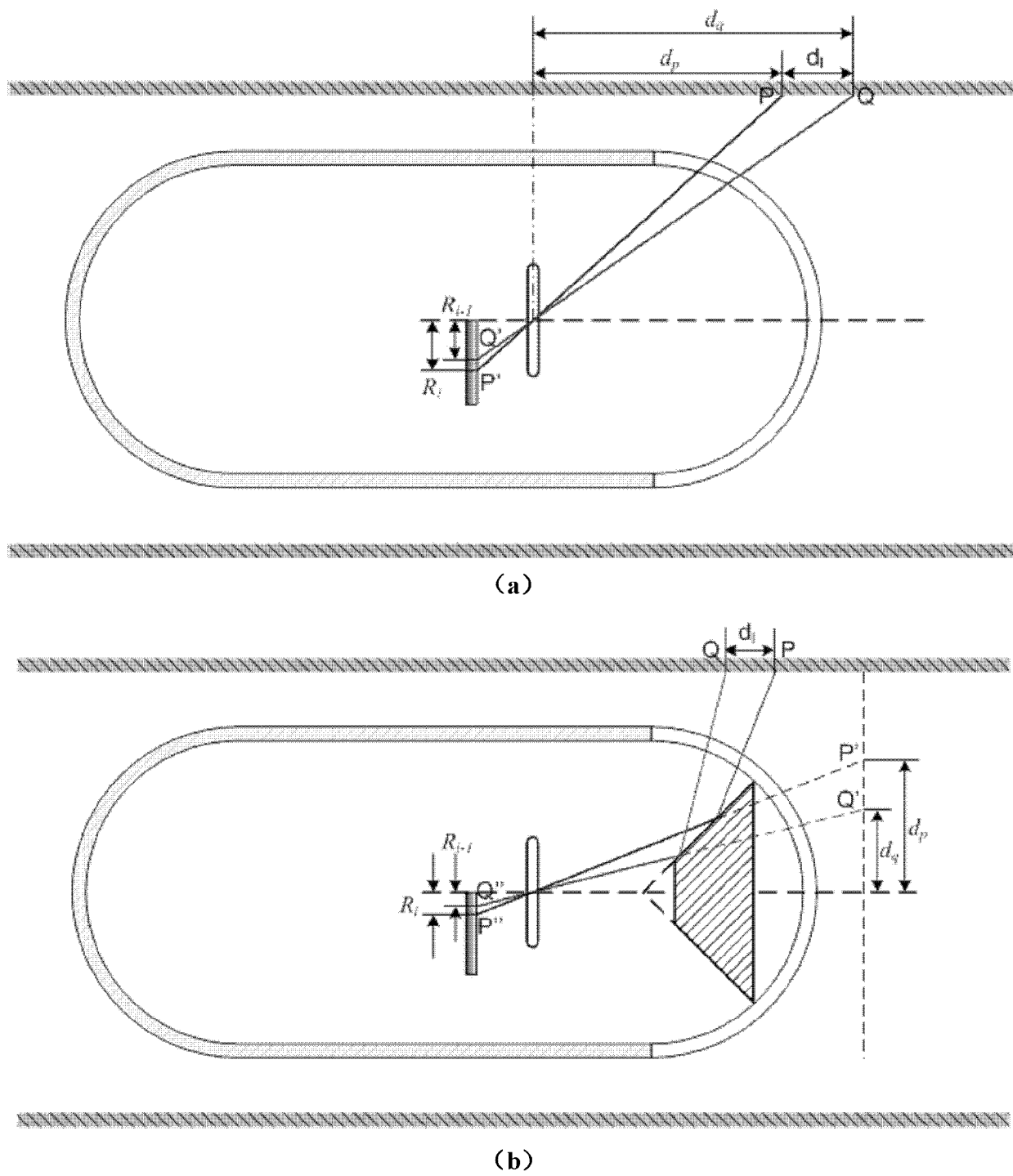


图 6

专利名称(译)	带反射镜的无线胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102247119A	公开(公告)日	2011-11-23
申请号	CN201110174225.5	申请日	2011-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	西交利物浦大学		
申请(专利权)人(译)	西交利物浦大学		
当前申请(专利权)人(译)	西交利物浦大学		
[标]发明人	林永义 王炤 罗天明		
发明人	林永义 王炤 罗天明		
IPC分类号	A61B1/05 A61B5/07		
代理人(译)	范晴		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种带反射镜的无线胶囊内窥镜系统，包括胶囊壳体（1）、控制装置（2）、照相装置（3）、光源（4）、用于无线传输拍摄的图像的无线收发装置（5）、和为控制装置（2）、照相装置（3）、光源（4）、无线收发装置（5）分别提供能源的能源供应装置（6），所述控制装置（2）、照相装置（3）、光源（4）、无线收发装置（5）、能源供应装置（6）均密封在胶囊壳体（1）内，其特征在于所述胶囊壳体（1）上设置供光源光线投射出的透明区域（11），所述照相装置（3）与透明区域（11）间设置反射镜（7），所述反射镜（7）将透明区域（11）外侧的光线反射到照相装置内。该系统具有更广阔视野、较高图像亮度与超低失真度。

