



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102370453 A

(43) 申请公布日 2012. 03. 14

(21) 申请号 201110331099. X

(22) 申请日 2011. 10. 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 王焰 罗天明 林永义 陈瑾慧

(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 1/00 (2006. 01)

A61B 5/07 (2006. 01)

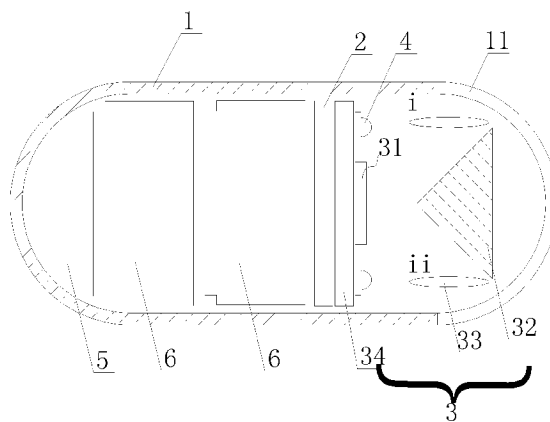
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 6 页

(54) 发明名称

带环形透镜的无线胶囊内窥镜

(57) 摘要

本发明公开了一种带环形透镜的无线胶囊内窥镜,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)、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(4)将光线投射出的透明区域(11),所述照相装置(3)包括图像传感器(31)、图像传感器(31)与透明区域(11)间设置反射镜(32),所述反射镜(32)外侧套设环形透镜(33),所述环形透镜(33)将透明区域(11)外侧的光线反射到图像传感器(31)上成像。该内窥镜通过环形透镜与反射镜结合,有效的利用的图像传感器。利用本发明所诉的系统拍摄的照片没有中央黑区,大大提高了图片有效信息量。



1. 一种带环形透镜的无线胶囊内窥镜,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,其特征在于所述胶囊壳体(1) 上设置供光源(4) 将光线投射出的透明区域(11),所述照相装置(3) 包括图像传感器(31)、图像传感器(31) 与透明区域(11) 间设置反射镜(32),所述反射镜(32) 外侧套设环形透镜(33),所述环形透镜(33) 将透明区域(11) 外侧的光线反射到图像传感器(31) 上成像。

2. 根据权利要求1所述的带环形透镜的无线胶囊内窥镜,其特征在于所述反射镜(32)、图像传感器(31) 排列在同一光轴上。

3. 根据权利要求2所述的带环形透镜的无线胶囊内窥镜,其特征在于所述图像传感器(31) 连接有图像传感器控制器(34),所述图像传感器控制器(34) 与控制装置(2) 连接,将图像传感器(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所述的带环形透镜的无线胶囊内窥镜,其特征在于所述无线胶囊内窥镜与体外控制无线胶囊内窥镜的体外装置通过无线传输,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(2) 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所述的带环形透镜的无线胶囊内窥镜,其特征在于所述反射镜(32) 的表面为凸面。

6. 根据权利要求5所述的带环形透镜的无线胶囊内窥镜,其特征在于所述反射镜(32) 的反射面为锥面或弧面。

7. 根据权利要求2所述的带环形透镜的无线胶囊内窥镜,其特征在于所述光源(4) 为设置在图像传感器(31) 的外侧的微型照明系统;所述控制装置(2) 为胶囊微处理器;所述无线收发装置(5) 为带天线的胶囊无线收发功能模块;所述能源供应装置(6) 为微型电池。

8. 根据权利要求2所述的带环形透镜的无线胶囊内窥镜,其特征在于所述胶囊壳体(1) 由具有透明区域(11) 的透明球壳和非透明的胶囊外壳组成。

带环形透镜的无线胶囊内窥镜

技术领域

[0001] 本发明属于临床医学辅助设备技术领域,涉及一种带环形透镜的无线胶囊内窥镜系统。

背景技术

[0002] 人类使用内窥镜来侦测体内器官的历史可追溯到 19 世纪。1806 年德国科学家 Philipp Bozzini 首次发明了使用烛光侦测人体膀胱和肠道的内窥镜雏形。此后,不同种类的内窥镜(如用以侦测胃部病变的胃镜、用以检测肠道病变的结肠镜)得到不断地发展与改进,这极大的帮助了医生对病人进行活体消化系统的病症检测。

[0003] 在过去的十多年中,内窥镜相关的科学技术得到了迅速的发展,特别是一种能用于弥补并提升胃镜和结肠镜的医学辅助设备——无线胶囊内窥镜的诞生,使同时检测胃部及肠道病症变成了可能。不同于传统内窥镜的使用方法,在应用胶囊内窥镜时,医生无需将带软管的内镜塞入病人体内,这可使患者可保持正常活动和生活。由于胶囊内窥镜可供人吞服,其具有较小的体积,因此很大程度降低了传统内窥镜(带软质管道的)给病人带来的痛苦;而且方便卫生,得到了医学界的认可。同时,胃镜及结肠镜等传统内窥镜因软管长度及可弯曲度的限制导致其可深入人体观测的范围有限,而无线胶囊内窥镜的应用为观测人体小肠段的病变提供了可能性。

[0004] 无线胶囊内窥镜是一种胶囊外形的小型电子医疗设备,内置提供光源的 LED、捕捉图像的成像系统、多种传感器、用于提供电源的电池、发射模块和天线(用于传输和处理信号)等元件。目前已被应用的无线胶囊内窥镜,如由 Olympus 医药公司研发的 M2A 型胶囊内窥镜(尺寸为 11mm×27mm),在被人体吞入后,可连续工作 7~8 小时。吞入后会以每秒两帧的速率对消化系统进行拍照,最终获取约 50,000 张彩色图片。胶囊外壳是由特殊生物材料密封,可抵抗胃酸和强大的消化酶。被病人吞咽后,胶囊内窥镜可由消化道蠕动或定位控制系统的牵引慢慢的推进或在病兆部位停留,为长达 5-7 米的小肠全段提供有效的检查手段。

[0005] 然而,目前的胶囊内窥镜技术仍存在诸多问题,例如:第一,一些传统胶囊内窥镜(如美国专利编号 US6939295)中,捕捉图像的透镜位于胶囊的一端。如图 4(a) 示,较远端的肠道图像会在更靠近图像传感器的中心部分成像。由于镜头可捕获的图像距离有限,图像传感器靠近中心区域无法得到有效的利用。经统计,所拍摄的照片会在中心部分呈现约占图片面积 10%至 15%的无效区域(在图片上显示黑色色块),这降低照片的有效面积及利用率,另外由于其成像区域仅限于前方,致使小肠侧壁信息容易遗漏。

[0006] 第二,现有技术中被拍摄区域距离无线胶囊内窥镜的图像传感器的距离较远,需要较强的照明系统支持,以保证图片质量。而提供大功率的 LED 或增加 LED 数量将增加电能消耗,缩短胶囊内窥镜在人体体内的运作时间。

[0007] 第三,现有技术的成像系统中,镜头焦距和像距是固定的,而物距则在很大的范围内变化(如图 4(a) 所示,图中 L 的长度可展示镜头所能拍摄到的物距范围)。因此在对被

观测物体（即小肠壁）的拍摄当中，仅有一小段区域满足理想光学成像条件（传感器到透镜的间距与像距差别不大），其他被拍摄部分因不满足理想成像条件，会有一定程度的失真（如导致成像较为模糊）。

[0008] 第四，如图 4(a) 所示，由于在图像传感器上的成像距离不同（肠道壁 AB 面的等效成像面为 A'B' 面），致使所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）大小不同。例如，对应分辨率为 256×256 的图片，其最外围像素对应的实物长度为 1mm，而距离图片中心一半半径处像素对应的实物长度约为 4mm，距离图片中心 $1/3$ 半径处像素对应的实物长度约为 9mm，造成图像严重失真。

[0009] 第五，申请号为 200910047789.5 的中国专利申请公开了一种改进的新型胶囊内窥镜，该内窥镜成像方向和视野空间主动调节装置可带动外反膜三棱镜沿轴转动，通过体外设备的检测调节旋转速度，旋转角度等参数，改变成像方向，可有针对性的通过改变镜头方向和拍摄频率对视野空间进行扫描。然而，该方式虽然改善了传统设计缺陷（如上述的第一，二，三，四这些问题），但引入了新的问题：一，带动棱镜转动及不断调节视野方向的拍摄会造成额外的功率消耗，缩短胶囊内窥镜的运作时间；二，棱镜截面图所示直角边的长度与能捕捉到的图像宽度相等；如此，为获取与一般设计相同尺寸的肠道内壁图像，需增大棱镜尺寸，占用较多胶囊内部空间；三，因外反膜棱镜的角度可变，致使同次拍摄的视野受限，在获取全面的图像信息时需对同一段肠道进行多步扫描（一次拍照可认定为对图像传感器的一次使用）由此对比其他方法在获取相同数量的图像信息时，此种设计将多次使用图像传感器；致使整个胶囊内镜系统之后的步骤（如传输，处理图像信号，体外人工调节操控等）使用更多时间，不能即时处理图像（与即时图像处理系统相配合），也为侦测病情造成不便；四，此种设计需要长时间的体外操控，提高了人工成本，降低了胶囊的自动化。

[0010] 第六，美国专利申请 US2006238614 提供了一种改进的胶囊结构（OLYMPUS 医药公司），该方案中光线通过胶囊两端的透明外壳，再经由两个光学透镜与分别垂直入射两个半棱镜的直角面，在斜面上反射后到达图像传感器。此种方法可在同一张图片中显示同一时刻处于胶囊两侧（头部及尾部）的图像，增加有效图片数量，预防漏检。由于仅一个图像传感器被使用于此发明，相比同样在胶囊头尾使用两套光学镜头系统，但应用两套图像传感器的编号为 W002/054932A2 的方法，OLYMPUS 的此种设计可有效减少图像传输处理的步骤和时间。然而，这种方法在带来便捷和效率的同时，依旧存在不足之处。首先，此种设计的成像方向与传统设计（如 US6939295）无异，则针对上述提及的前四条缺陷未进行改善。其次，为区别由单一图像传感器获取的同张图片中的两幅图像（分别拍摄于胶囊的头部与尾部），在设计镜头和棱镜大小等数值时，需在两幅图像之间会保留一定长宽的间距。部分传感器面积未被利用，致使图像传感器的利用率下降。再者，同一传感器被分割为两部分，每幅图像尺寸被压缩成小于原本尺寸（相比于其他设计的尺寸）一半的大小，降低了图像质量，不利于图像的观察。

[0011] 由此可见，现有的胶囊内窥镜诊察过程由于电能消耗，图像质量不高，处理时间较长等原因将遗漏大量信息，存在相当大的漏检可能与诊断延误可能，严重影响诊断的全面性，准确性和实效性，在胃肠疾病诊断方面的应用价值受到限制。

发明内容

[0012] 本发明目的在于提供一种带环形透镜的无线胶囊内窥镜及胶囊内窥镜光学成像系统,解决了现有技术中无线胶囊内窥镜由于物距变化较大导致的图像严重失真、成像图像有较大的不可利用区域以及电能消耗,图像质量不高,处理时间较长等问题。

[0013] 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:

[0014] 一种带环形透镜的无线胶囊内窥镜,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将光线投射出的透明区域,所述照相装置包括图像传感器、图像传感器与透明区域间设置反射镜,所述反射镜外侧套设环形透镜,所述环形透镜将透明区域外侧的光线反射到图像传感器上成像。

[0015] 优选的,所述反射镜、图像传感器排列在同一光轴上。

[0016] 优选的,所述图像传感器连接有图像传感器控制器,所述图像传感器控制器与控制装置连接,将图像传感器接收的电信号进行处理后发送给控制装置。

[0017] 优选的,所述无线胶囊内窥镜与体外控制无线胶囊内窥镜的体外装置通过无线传输,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。

[0018] 优选的,所述反射镜的表面为凸面。反射镜可为透镜。

[0019] 优选的,所述反射镜的反射面为锥面或弧面。

[0020] 优选的,所述光源为设置在图像传感器的外侧的微型照明系统;所述控制装置为胶囊微处理器;所述无线收发装置为带天线的胶囊无线收发功能模块;所述能源供应装置为微型电池。

[0021] 优选的,所述胶囊壳体由具有透明区域的透明球壳和非透明的胶囊外壳组成。

[0022] 本发明改进现有技术的不足,提供一种在不增加能耗的情况下,提升视野角度,获得更加清晰、保真、覆盖面更广泛的胶囊内窥镜光学成像系统。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(包括因成像距离不同导致的像素分布与实体图像不成比例,及因同张图片上相距不同致使图片部分区域不满足理想光学成像条件导致的图像模糊),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,从侧面减少了电池消耗,提高了无线胶囊内窥镜对胃肠疾病诊断的应用价值。

[0023] 本发明为了获得具有更广阔视野,较高图像亮度与超低失真度的无线胶囊内窥镜,本发明在体内无线胶囊内窥镜的透明外壳内增添了环形透镜(其轴截面类似于两个凸透镜)及反射镜。此种设计使成像方向发生改变;与US6939295提供的在胶囊一端安装透镜镜头(图4)(成像面并不垂直于胶囊行进方向,会导致图像失真)相比,成像方向从捕捉由胶囊头部拍摄的画面改变为垂直拍摄平行于胶囊主体外侧一段肠道环状面积(即成像面垂直于胶囊行进方向,且缩短了物距或等效的物距,物距的变化比较小),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,减少诊断过程中信息的遗漏。

[0024] 相对于现有技术中的方案,本发明的优点是:

[0025] 第一,本发明环形透镜与反射镜结合的装置,有效的利用的图像传感器。利用本发明所诉的系统拍摄的照片没有中央黑区,大大提高了图片有效信息量。

[0026] 第二,由于本发明中的环形透镜的光轴垂直于小肠壁,大大缩短了被拍摄区域与

图像传感器间的距离,降低了对照明系统的要求,降低能耗,并保证了图片质量。

[0027] 第三,同样因为本发明可以垂直拍摄小肠壁图像,被拍摄区域与镜头距离基本恒定,使得同张图像上每点的物距基本相同。在拍摄被观察物体时,只需依据统计得出的肠道到胶囊间距离的平均数据调节焦距,及镜头与棱镜和传感器间的距离,便可得到理想的光学效果,使同张图片每个部分的清晰度相同,免去了失焦对图片质量造成的影响。

[0028] 第四,在本发明中,因图像传感器上的成像距离不同而产生的图像失真问题得到了很好的解决。应用本发明,则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。

[0029] 第五,本发明解决了申请号为 200910047789.5 的中国专利申请引发的问题。其一,本系统无需机械牵引棱镜转动,降低了能耗。其二,本发明在棱镜前段添加环形透镜镜头,致使拍摄的视野不仅局限于棱镜的尺寸,从而减小了图像摄入系统在胶囊内部空间所占的比例。其次,获取图像时无需对同段肠道多步拍摄,一次拍摄即可获取等效于前种发明多次拍摄得到的效果。由此,相对降低了能耗;减少了系统之后传输及处理图像的步骤及时间,提高了侦测和诊断效率。再者,本发明相无需长时间不间断的体外操控改变视野方向,降低了人工成本,提升了胶囊的自动化能力。

[0030] 第六,与美国专利申请 US2006238614 相比,本发明可以 100% 的利用图像传感器,提供了更好的图像传感器的利用率。并且,不存在同一传感器拍摄两张图像的问题,由此可获得更加清晰图像,便于医生对图片的观察和使用。

[0031] 由于在本发明中会拍摄到小肠侧壁内很多重叠的信息,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。本发明的技术方案可以配合本发明人已经公开的申请号为 200910186622.7 名称为“基于无线胶囊内视镜或视频内窥镜体内摄像的图像处理方法及系统”的中国专利申请一起使用。利用该专利申请的技术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,得到二维到三维图像的转换。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。

[0032] 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。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

[0033] 下面结合附图及实施例对本发明作进一步描述:

[0034] 图 1 为本发明无线胶囊内窥镜系统的总体架构示意图,包括体外装置和无线胶囊内窥镜;

[0035] 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 2(a) 采用圆锥状反射镜;实例 2(b) 采用凸面反射镜;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;11 为透明区域;31 为图像传感器;32 为反射镜;33 为环形透镜;34 为图像传感器控制器;

[0036] 图 3 为本发明的成像范围(视野)说明图。其中图 3(a) 为圆锥棱镜光线反射原理图简例;实例 3(b) 为由棱镜和透镜组成的系统的视野角度示意图;

[0037] 图 4 为胶囊内窥镜成像中像点与源点的对应关系。其中 4(a) 为传统胶囊内窥镜；4(b) 为采用圆锥状反射镜与环形透镜结合的本发明新式胶囊内窥镜；

[0038] 图 5 为本发明图像传感器成像的光学示意图。

具体实施方式

[0039] 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非限制本发明的范围。但本发明的保护范围不受胶囊内部非图像获取系统（即除透镜、棱镜、图像传感器设计之外的部分）的实施例的限制。

[0040] 实施例 1 锥面反射镜与环形透镜配合的无线胶囊内窥镜系统

[0041] 本实施例的无线胶囊内窥镜系统总体架构如图 1 所示，包括无线胶囊内窥镜和体外装置，所述无线胶囊内窥镜与体外控制无线胶囊内窥镜的体外装置通过无线传输，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。

[0042] 该无线胶囊内窥镜为带环形透镜的无线胶囊内窥镜，如图 2(a) 所示，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 4 将光线投射出的透明区域 11，所述照相装置 3 包括图像传感器 31、图像传感器 31 与透明区域 11 间设置反射镜 32，所述反射镜 32 外侧套设环形透镜 33，所述环形透镜 33 将透明区域 11 外侧的光线反射到图像传感器 31 上成像。所述反射镜 32、图像传感器 31 排列在同一光轴上。

[0043] 图像传感器 31 连接有图像传感器控制器 34，所述图像传感器控制器 34 与控制装置 2 连接，将图像传感器 31 接收的电信号进行处理后发送给控制装置 2。所述反射镜 32 的反射面为锥面。所述光源 4 为设置在图像传感器 31 的外侧的微型照明系统；所述控制装置 2 为胶囊微处理器；所述无线收发装置 5 为带天线的胶囊无线收发功能模块；所述能源供应装置 6 为微型电池。所述胶囊壳体 1 由具有透明区域 11 的透明球壳和非透明的胶囊外壳组成。

[0044] 如图 2(a) 所示，在体内无线胶囊内窥镜的透明外壳内增添了环形透镜（截面类似于两个凸透镜），及反射镜。此种设计使成像方向（对比传统设计之一 US6939295，在胶囊一端安装透镜镜头）从捕捉由胶囊头部拍摄的画面（由于成像面并不垂直于胶囊行进方向，会导致图像失真，在前文已做过解释）改变为垂直拍摄平行于胶囊主体外侧一段肠道环状面积（即成像面垂直于胶囊行进方向，且缩短了等效的物距），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，减少诊断过程中信息的遗漏。

[0045] 实施例 2 弧面反射镜与环形透镜配合的无线胶囊内窥镜系统

[0046] 无线胶囊内窥镜系统总体架构和结构类似实施例 1，但采用的无线胶囊内窥镜如图 2(b) 所示，由以下具体的部件构成，如透明球壳，环形透镜 33，弧面反射镜 32，微型照明系统，图像传感器 31，图像传感器控制器 34，胶囊微处理器，胶囊无线收发功能模块，天线，微型电池和胶囊外壳。上述部件全部密封在胶囊外壳之内。各组成部件的连接关系为：环形透镜 33 围绕着弧面反射镜 32，弧面反射镜 32 及图像传感器 31 依次沿同一光轴排列，透

明球壳位于胶囊外壳靠近反射镜的一端,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 31 与图像传感器控制器 34 相连,图像传感器控制器 34 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 31、图像传感器控制器 34、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,环形透镜 33 和弧面反射镜 32 成像在图像传感器 31 上,并转换为电信号,图像传感器控制器 34 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(图像)及数据显示模块。体外装置的数据收发模块及数据处理模块接收体内胶囊内窥镜发送的图像数据,并在数据显示模块上进行显示。

[0047] 以下为本胶囊图像获取系统的结构及其原理进行具体解释:

[0048] 如图 2(a) 所示,实施例 1 中无线胶囊内窥镜的胶囊壳体内所包含的环形透镜 33 的截面为 i、ii,截面的一端与透明胶囊外壳部分及反射镜(圆锥棱镜)顶点对齐(或略靠近胶囊头部);且环形透镜的截面径长(i 的长度)应与反射镜(圆锥棱镜)的顶点到底边的长度(即圆锥的高的长度)相等。反射镜(圆锥棱镜)能使斜射在反射镜(圆锥棱镜 32)表面的光线发生全反射,其截面的两个底角为 45° ,截面底边的直径长度应与图像传感器(31)的尺寸保持一致。同时,透镜截面 i 及 ii 距离胶囊透明区域 11 的远近,透镜截面 i 及 ii(实际上是凸透镜)的焦距,透镜截面 i 及 ii 与反射镜 32(圆锥棱镜)间的间距,反射镜 32(圆锥棱镜)与图像传感器 31 间的间距均可依据已有数据模拟后进行合理的调整。

[0049] 本发明基于圆锥棱镜原理提出的实施例 2,即反射镜使用弧面椎状棱镜取代圆锥棱镜可更大程度的提升视野广度。

[0050] 如实施例 2 所述的图 2(b) 方案,与实施例 1 所述的图 2(a) 方案基本保持一致。无线胶囊内窥镜的胶囊壳体内所包含的环形透镜的截面为 i 及 ii,截面的一端与胶囊透明区域 11 部分及反射镜 32(弧面棱镜)顶点对齐(或略靠近胶囊头部);且环形透镜的截面径长(i 的长度)应与反射镜 32(弧面棱镜)的顶点到底边的长度(即圆锥的高的长度)相等。反射镜 32(弧面棱镜)能使斜射在反射镜 32(弧面棱镜)表面的光线发生全反射,其切面的斜率可按需通过计算做出适当调整以改变视野宽度。环形透镜的截面 i 及 ii 底边的直径长度应与图像传感器 31 的尺寸保持一致。同时,透镜截面 i 及 ii 距离透明区域 11 的远近,环形透镜(截面 i 及 ii)的焦距,环形透镜(截面 i 及 ii)与反射镜 32(弧面棱镜)间的间距,反射镜 32(弧面棱镜)与图像传感器 31 间的间距均可依据已有数据模拟后得出合理的调整。通过改变不同参数的大小,图 2(b) 所示方案可提供较图 2(a) 更为广阔的视野宽度。

[0051] 以下对实施例中无线胶囊内窥镜的图像成像原理进一步的阐述:

[0052] 图 3(a) 为利用棱镜反射原理获取“拟直视”图像的原理简图。由图可见,深色的 AC 段为不添加透镜镜头时可拍摄到的图像范围。由于反射镜 32 的截面为等腰直角三角形(即两底角为 45°),任意一条射入反射镜 32 反射面的光线都会发生 90° 的角度变化。若图像传感器 31 的半径与反射镜 32 底面半径相等,则恰好使得成像范围的较近端点 A 在图像传感器 31 的中心成像(为 A' 点),同时较远端点 C 在图像传感器 31 的边缘成像(为 C' 点)。所成虚像距离应与实际光线传播距离相等,则虚像成像面为图中所示的 A' B' C' 面,

从而间接改变了拍摄方向,达到了类似于直视前方的“拟直视”效果。

[0053] 图 3(b) 为添加了透镜镜头的拍摄图像视野范围示意图。图中透镜(截面 i) 为环形透镜的部分截面图,其中 f 与 f' 表明了透镜(截面 i) 的两个焦点。由于经由凸透镜焦点的光线将平行射出透镜(截面 i),则图中经由焦点 f 的两条光线标明了系统可拍摄范围的两个极限。深色区域 AC 标明了本设计的视野范围,其广度可由透镜焦距等因素确立和改变。由此可见,此种方案使得胶囊图像获取系统的视野范围变得更广,更灵活。

[0054] 以下通过传统无线胶囊内窥镜与本发明的无线胶囊内窥镜图像成像像素对应实物比例的对比进行具体说明:

[0055] 图 4(a) 中展示了传统无线胶囊内窥镜成像中像点与源点的对应关系。由于图中小肠内壁与透镜中心轴及出射光线相互平行。对于肠道内相等间距的三个点:A,B 和 C;如假设,A,B,C 在图像传感器上的成像也是等距的,则需 $bb' // aa'$,才有 $ab = bc$ 。然而, bb' 与 aa' 均为经过焦点 f 的两条光线,两线平行不成立。由此可知,以上假设不成立,即

[0056] 当 $AB = BC$ 时, $A'' B'' \neq B'' C''$;

[0057] 通过以上证明可知,对于传统胶囊内窥镜成像方式,等距的多个实物像点在图像传感器上并非等距成像,由此造成前文提及的同张图片各区域成像比例不同,是使得图像失真的原因。

[0058] 图 4(b) 中展示了本发明胶囊内窥镜成像中像点与源点的对应关系。同样由图中小肠内壁与透镜中心轴及出射光线相互平行,对于肠道内相等间距的三个点:A,B 和 C,易知: $ab = bc = a'' b'' = b'' c''$;且因为棱镜切面底角为 45° ,任意入射光线都会在棱镜表面发生全反射后,经 90° 角度改变出射,如图所示经过焦点的入射光线平行射出透镜,则:

[0059]

$$bb'' // aa'' \rightarrow \frac{b''c''}{a''c''} = \frac{b''b''}{a''a''} = \frac{1}{2} = \frac{B''C''}{A''C''} = \frac{B''C''}{B''C'' + A''B''} ;$$

[0060] 即当 $AB = BC$ 时, $A'' B'' = B'' C''$ 成立。

[0061] 由此可知,本发明的成像原理可使等距的多个实物像点在图像传感器上等距成像,则各像素对应的实物大小也与像素位置无关,完全消除了像素位置带来的失真。

[0062] 以下对两种已有设计和本发明无线胶囊内窥镜的图像传感器的利用率进行对比说明:

[0063] 如图 4(a) 中所示,对于传统的胶囊内窥镜设计来说,越远离胶囊的小肠内壁源像点,其成像越靠近图像传感器的中心 O 处。理论上,图像传感器不应有黑区。然而,对目前的摄像镜头来说,可拍摄的远度受限(即不能拍摄到无穷远处的图像),从而造成了约 10% 到 15% 的中央黑区,降低了图像传感器的利用率。

[0064] 美国专利申请 US2006238614 的新型胶囊内镜可同时拍摄处于胶囊两端的图像,其出于分割同张图片上的两幅图像的目的,亦会牺牲图像传感器利用率。

[0065] 图 5 展示了本发明的胶囊内窥镜成像的光学示意图全景,由图可知位于胶囊上下部的两个透镜(截面 i 及 ii) 所摄入的光线可分别于棱镜的两个表面(2u) 和(2d) 上发生与入射光线成 90° 角的全反射。通过配合反射镜 32,透镜(截面 i 及 ii) 及图像传感器 31 的大小远近等因素可恰好使图像传感器得到 100% 的利用。

[0066] 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。

[0067] 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。

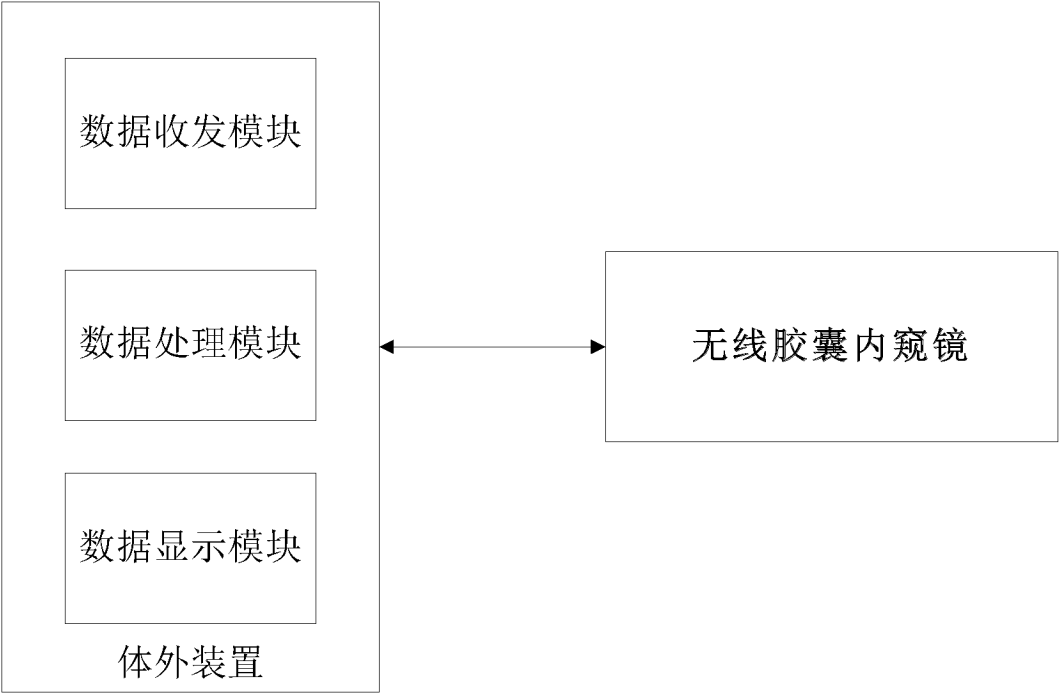
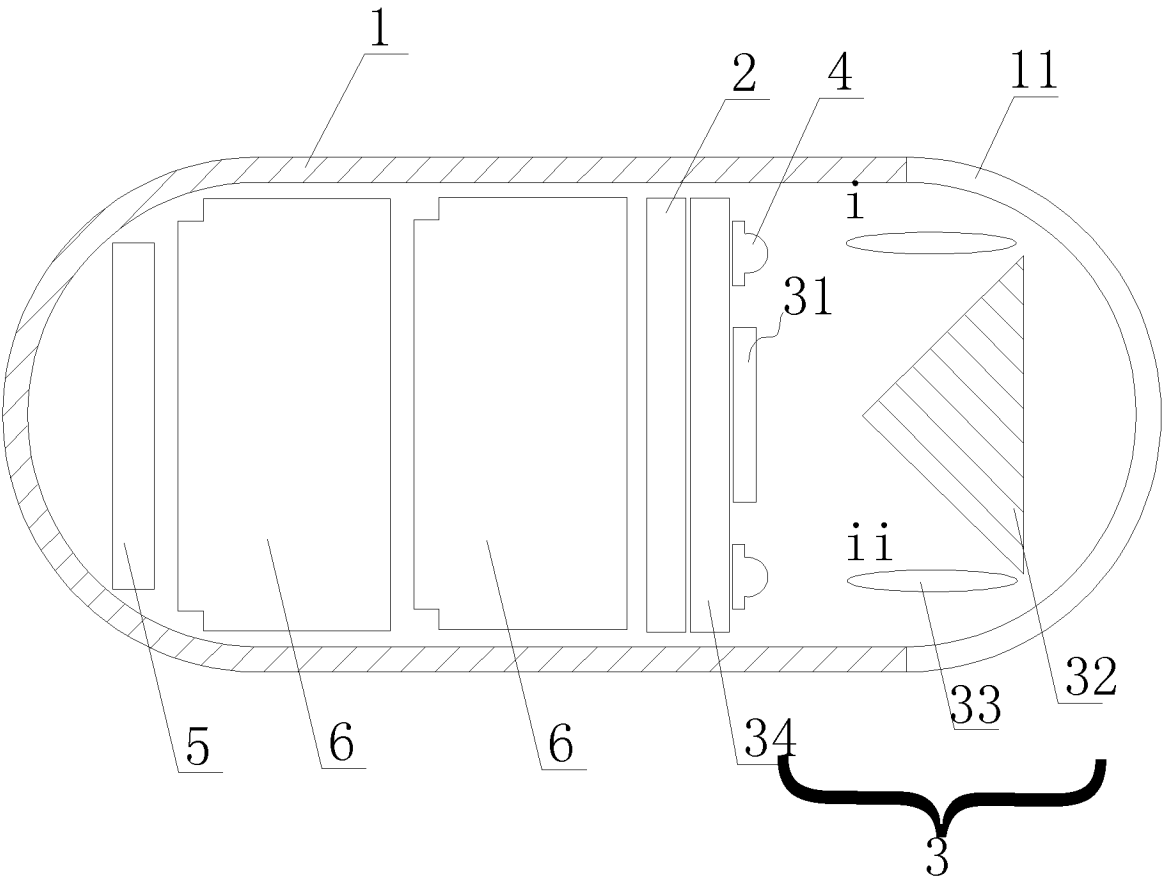
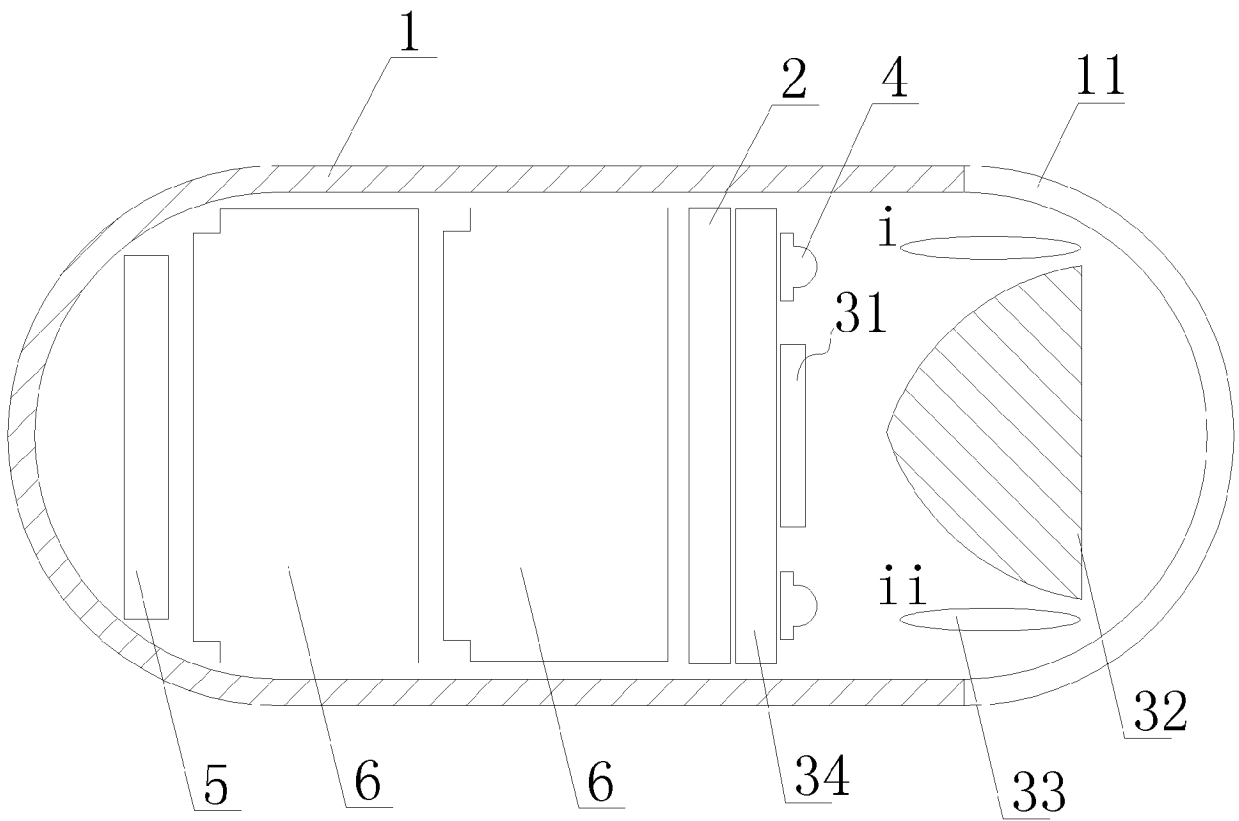


图 1

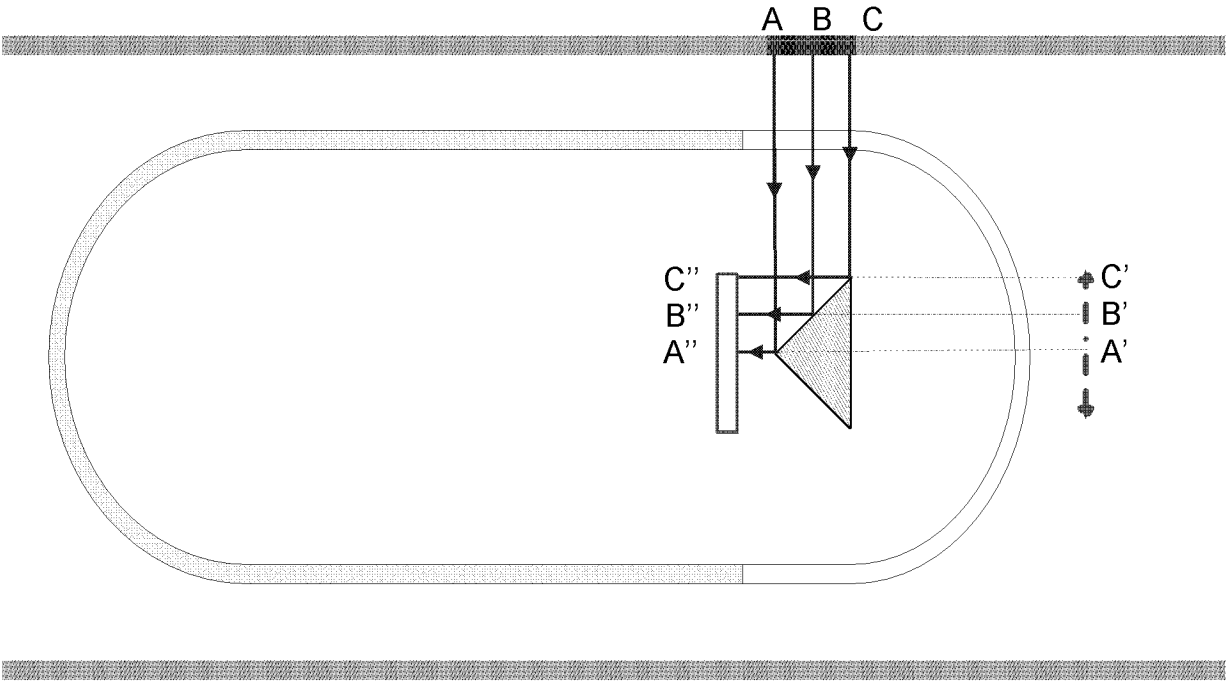


(a)

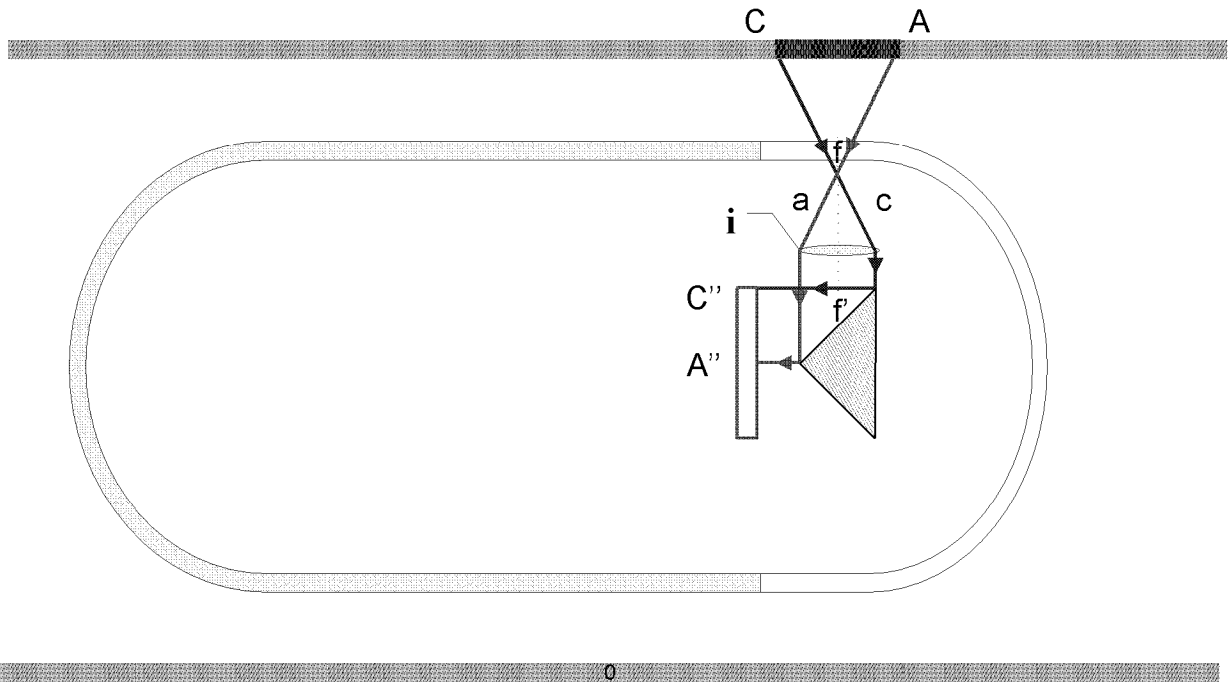


(b)

图 2

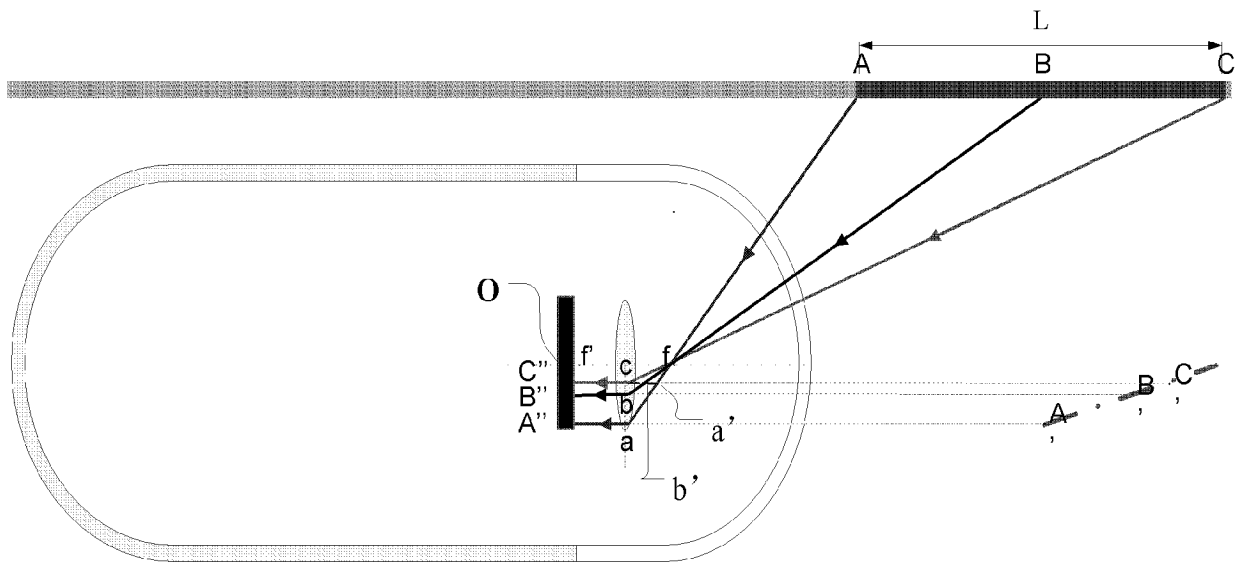


(a)

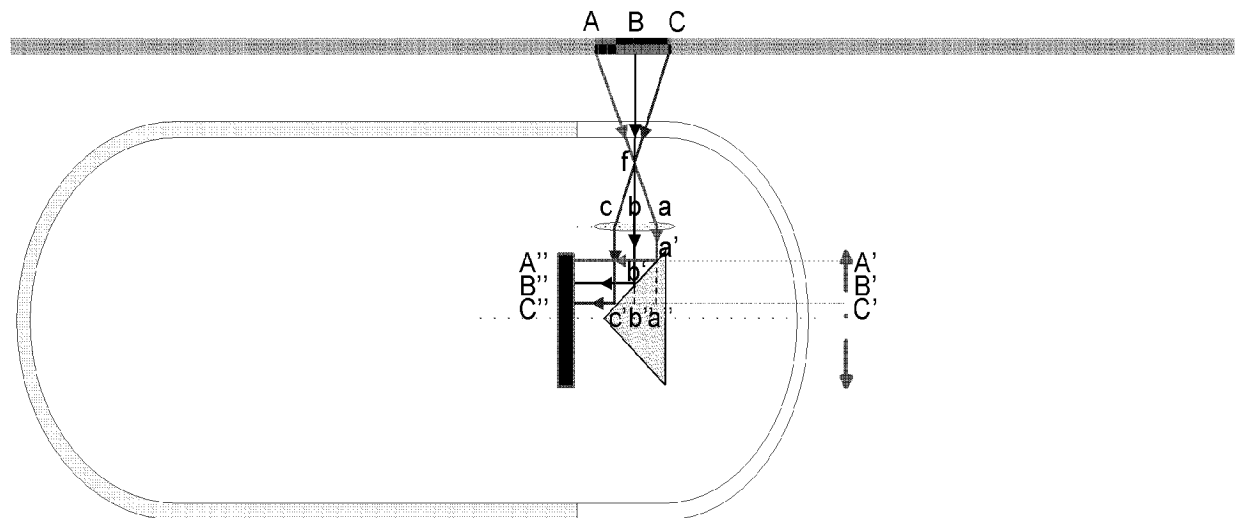


(b)

图 3



(a)



(b)

图 4

专利名称(译)	带环形透镜的无线胶囊内窥镜		
公开(公告)号	CN102370453A	公开(公告)日	2012-03-14
申请号	CN201110331099.X	申请日	2011-10-27
[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		
[标]发明人	王炤 罗天明 林永义 陈瑾慧		
发明人	王炤 罗天明 林永义 陈瑾慧		
IPC分类号	A61B1/00 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环形透镜的无线胶囊内窥镜，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，其特征在于所述胶囊壳体（1）上设置供光源（4）将光线投射出的透明区域（11），所述照相装置（3）包括图像传感器（31）、图像传感器（31）与透明区域（11）间设置反射镜（32），所述反射镜（32）外侧套设环形透镜（33），所述环形透镜（33）将透明区域（11）外侧的光线反射到图像传感器（31）上成像。该内窥镜通过环形透镜与反射镜结合，有效的利用的图像传感器。利用本发明所诉的系统拍摄的照片没有中央黑区，大大提高了图片有效信息量。

