



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102397052 B

(45) 授权公告日 2014. 01. 15

(21) 申请号 201110389774. 4

CN 1856290 A, 2006. 11. 01, 全文.

(22) 申请日 2011. 11. 30

JP 特开 2002-159472 A, 2002. 06. 04, 全文.

(73) 专利权人 西交利物浦大学

CN 202426490 U, 2012. 09. 12, 权利要求

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

1-9.

审查员 何琛

(72) 发明人 罗天明 林永义 王熠 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 1/04 (2006. 01)

A61B 1/045 (2006. 01)

A61B 5/07 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 201939314 U, 2011. 08. 24, 全文.

CN 101011234 A, 2007. 08. 08, 全文.

US 2003/0023150 A1, 2003. 01. 30, 全文.

WO 2011/084704 A2, 2011. 07. 14, 全文.

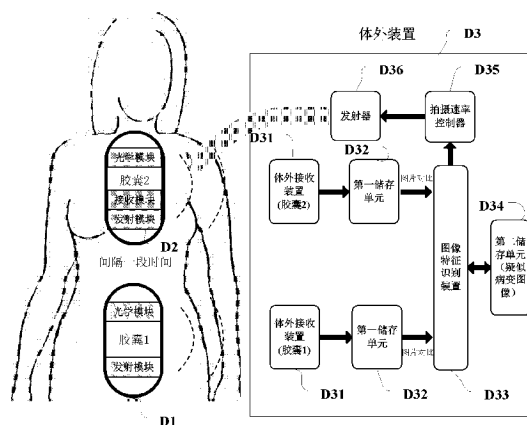
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线
胶囊内窥镜系统及方法

(57) 摘要

本发明公开了一种无线胶囊内窥镜系统,所述无线胶囊内窥镜至少包括先进入体内进行体内拍摄作为参考图像的第一无线胶囊内窥镜和根据第一无线胶囊内窥镜体内拍摄的参考图像信息调节自身拍摄速率的第二无线胶囊内窥镜。该系统基于疑似病变区域有针对性的改变拍摄速率,增加了有效地疑似病变区域的照片量,即增加了更需观测的照片占总的照片数量的比例,降低了后期图像处理和筛选的负担,同时也更有利于医生的诊断。



1. 一种基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,包括无线胶囊内窥镜和体外装置(D3),其特征在于所述无线胶囊内窥镜至少包括先进入体内进行体内拍摄作为参考图像的第一无线胶囊内窥镜(D1)和根据第一无线胶囊内窥镜体内拍摄的参考图像信息调节自身拍摄速率的第二无线胶囊内窥镜(D2),所述体外装置包括用于接收无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像的体外接收装置(D31)、用于存储无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像的第一储存单元(D32)、用于对无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像进行图像特征识别的图像特征识别装置(D33)、用于储存作为疑似病变图像的无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像的第二储存单元(D34)、用于根据第二无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像识别结果形成拍摄速度调节指令的拍摄速度控制器(D35)和用于与第二无线胶囊内窥镜进行无线通讯传输拍摄速度调节指令的发射器(D36)。

2. 根据权利要求1所述的基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述第一无线胶囊内窥镜(D1)包括具有透明区域的第一胶囊壳体(11)、作为光源的第一照明系统(12)、胶囊内拍摄成像的第一光学成像系统(13)、第一控制装置(14)、与体外接收装置(D31)通讯将体内拍摄后的图像发射给体外装置的无线发射装置(15)和为第一无线胶囊内窥镜各个模块提供能源的第一能源供应装置(16),所述第一控制装置(14)、第一光学成像系统(13)、第一照明系统(12)、无线发射装置(15)、第一能源供应装置(16)均密封在第一胶囊壳体(11)内,所述第一控制装置(14)控制第一光学成像系统(13)进行体内拍摄成像和控制无线发射装置(15)向体外装置传输图像。

3. 根据权利要求2所述的基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述第一光学成像系统(13)包括第一图像传感器(132)、与第一图像传感器(132)连接控制第一图像传感器(132)成像的第一图像传感器控制器(133)、所述第一图像传感器(132)与第一胶囊壳体(11)透明区域间设置第一凸透镜(131);所述第一胶囊壳体(11)外侧的光线通过第一凸透镜(131)在第一图像传感器(132)上成像。

4. 根据权利要求3所述的基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述第一控制装置(14)为胶囊微处理器,所述第一控制装置(14)与第一图像传感器控制器(133)连接;所述第一图像传感器控制器(133)对第一图像传感器(132)进行操控。

5. 根据权利要求3所述的基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述无线发射装置(15)为带天线的胶囊无线发射功能模块;所述第一能源供应装置(16)为微型电池。

6. 根据权利要求1所述的基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述第二无线胶囊内窥镜(D2)包括具有透明区域的第二胶囊壳体(21)、作为光源的第二照明系统(22)、胶囊内拍摄成像的第二光学成像系统(23)、第二控制装置(24)、与体外接收装置(D31)通讯将体内拍摄后的图像发射给体外装置(D3)并与发射器(D36)通讯接收体外装置指令的无线接收发射装置(25)和为第二无线胶囊内窥镜各个模块提供能源的第二能源供应装置(26),所述第二控制装置(24)、第二光学成像系统(23)、第二照明系统(22)、无线接收发射装置(25)、第二能源供应装置(26)均密封在第二胶囊壳体(21)内。

7. 根据权利要求6所述的基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系

统,其特征在于所述第二光学成像系统(23)包括第二图像传感器(232)、与第二图像传感器(232)连接控制第二图像传感器(232)成像的第二图像传感器控制器(233),所述第二图像传感器(232)与第二胶囊壳体(21)透明区域间设置第二凸透镜(231),所述第二胶囊壳体(21)外侧的光线通过第二凸透镜(231)在第二图像传感器(232)上成像。

8. 根据权利要求7所述的基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述第二控制装置(24)为胶囊微处理器,所述第二控制装置(24)与第二图像传感器控制器(233)连接控制成像速率,且第二控制装置(24)与无线接收发射装置(25)连接控制传输图像和接收调节拍摄速率指令;所述第二图像传感器控制器(233)接收第二控制装置(24)的指令对第二图像传感器(232)进行调节拍摄速率的控制。

9. 根据权利要求7所述的基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,其特征在于所述无线接收发射装置(25)为带天线的胶囊无线收发功能模块;所述第二能源供应装置(26)为微型电池。

10. 一种利用权利要求1~9任意一项所述的无线胶囊内窥镜系统进行体内拍摄的方法,其特征在于所述方法包括以下步骤:

(1) 使用所述第一无线胶囊内窥镜(D1)进行体内拍摄,然后所述体外接收装置(D31)接收所述第一无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像,所述第一储存单元存储所述第一无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像后通过所述图像特征识别装置(D33)对所述第一无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像进行图像特征识别,判断所述第一无线胶囊内窥镜体内拍摄后的图像是否为与数据库中所储存图像类似的疑似病变图像;根据疑似病变图像的判断结果确定参考图像;

(2) 使用所述第二无线胶囊内窥镜(D2)进行体内拍摄,然后所述体外接收装置(D31)接收所述第二无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像,所述第一储存单元存储所述第二无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像后通过所述图像特征识别装置(D33)对所述第二无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像进行图像特征识别,判断所述第二无线胶囊内窥镜体内拍摄后的图像是否为通过所述第一无线胶囊内窥镜所确定的参考图像或与数据库中所储存图像类似的疑似病变图像;当所述第二无线胶囊内窥镜体内拍摄后的图像为参考图像或疑似病变图像时,由拍摄速度控制器(D35)通过发射器(D36)与第二无线胶囊内窥镜进行无线通讯向第二无线胶囊内窥镜发送拍摄速度调节指令;

(3) 所述第二无线胶囊内窥镜根据拍摄速度控制器(D35)的拍摄速度调节指令进行调节体内拍摄的速率。

基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统 及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种通过现有的图像识别技术侦测疑似病变区域,并调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统及方法。

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,不同类型的内窥镜(如胃镜,用以侦测胃部病变;结肠镜,用以检测肠道病变)被不断地发展与改进,用以帮助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。患者进行诊察时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、用于捕捉图像的成像系统、多种传感器、用于提供各模块的电源的电池、发射模块和天线(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 型胶囊内镜(尺寸为 11mm×27mm),在被人体吞入后,可连续工作 7~8 小时,其间,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,目前胶囊可获取的图像质量有限,使得传统的胶囊图像拍摄和处理方式并未达到最理想的效果,存在误诊的可能性。且由于胶囊的移动依赖于消化器官的蠕动,其即时运动速率由于不同器官环境的差异和不同个体间消化能力的差异等各不相同,使得基于现有的图像处理方法和图像拍摄速率的胶囊系统的确诊率并不完美,即当胶囊运动速率较快时存在一定的漏诊可能。2011 年 2 月,《中国内镜杂志》发表的《胶囊内镜、双气囊内镜单独与联合运用对小肠疾病诊断效力的卫生经济学评》中指出单独使用无线胶囊内窥镜的诊断成功率为 81.73%,只有在同双气囊内镜(仍为放置于长管道内的传统内视镜)同时使用时才能使确诊率达到 90.56%。

[0006] 应用更智能的图像处理方法是改善确诊率的好方法。Given Imaging Ltd. 曾于 2007 年 4 月发布了一篇关于在无线胶囊内窥镜中使用将所拍摄的图像与已有的数据库图

像特征匹配的技术和方法的编号为 JP2007105458 的专利(同时发表为编号为 EP1770570 和 AU2006220372 的专利)。这种技术通过将无线胶囊内窥镜拍摄到的图片传输至体外装置并将这些照片与体外处理系统中数据库内的病变特征图像进行对比与匹配,再显示出与数据库中病症特征吻合的拍摄结果。由此增加了系统对疑似病变区域的敏感度,方便医生的检测,且缩短了检测时间。然而,此种方法依旧有因胶囊在病变区域移动速度较快致使在不改变拍照速率的情况下拍摄照片数量有限的情况,由此仍存在较大的漏检可能性。

[0007] 提供更多的图像数据亦是提高检测成功率的最有效的办法。但胶囊自身储能有限,如何在无需大幅增加胶囊的能耗的情况下,有效地且有针对性的调节图像拍摄速率成为了决定胶囊效率的重要因素之一。2010 年 3 月公布的编号为 CN101674769 的中国专利曾提出依据内窥镜胶囊所处不同器官时的胶囊移动速率各不相同的特点,推测胶囊移动到不同器官内所需的时间,再由计时器确定吞咽胶囊后经过的时长,经由内置芯片控制在达到特定预置时间后调节胶囊的拍照速率。这种方法避免了在某些消化器官内因胶囊移动过快(如空间较大的胃部,胶囊可能垂直掉落)而导致的拍摄照片量有限从而不便诊断病情的可能性。但此种方法并未基于疑似病变区域而有针对性的改变拍摄速率,即有效的病变区域的照片量与普通区域的照片量无异,无意义的信息占总信息量的比例较大,为后期图像处理和筛选增加了负担,也不便于医生的观察和诊断。

[0008] 由此可见,现有的无线胶囊内窥镜依旧存在着因图像质量,图像处理方式,拍摄速率,照片信息量等因素的不理想造成的误检和漏检的可能性,是快速有效地帮助医生检测病人病情的一大障碍。基于以上无线胶囊内窥镜的缺陷和现有技术背景,本发明提出了通过图像识别技术确定疑似病变区域并提升此类区域内胶囊拍摄图像速率的新型无线胶囊内窥镜系统及方法。

发明内容

[0009] 本发明意在提供一种基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统及利用此系统进行体内拍摄的方法。解决了现有技术中无线胶囊内窥镜系统由图像处理方式、拍摄速率、照片信息量等因素造成误检和漏检等问题。

[0010] 本发明的目的之一在于构造基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,为达成这一目的本发明所提供的技术方案是:

[0011] 一种基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,包括无线胶囊内窥镜和体外装置,其特征就在于所述无线胶囊内窥镜至少包括先进入体内进行体内拍摄作为参考图像的第一无线胶囊内窥镜和根据第一无线胶囊内窥镜体内拍摄的参考图像信息调节自身拍摄速率的第二无线胶囊内窥镜,所述体外装置包括用于接收无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像的体外接收装置、用于存储无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像的第一储存单元、用于对存储无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像进行图像特征识别的图像特征识别装置、用于存储无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像为疑似病变图像的第二储存单元、用于根据第二无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像识别结果形成拍摄速度调节指令的拍摄速度控制器和用于与第二无线胶囊内窥镜进行无线通讯传输拍摄速度调节指令的发射器。

[0012] 优选的,所述第一无线胶囊内窥镜包括具有透明区域的第一胶囊壳体、作为光源的第一照明系统、胶囊内拍摄成像的第一光学成像系统、第一控制装置、与体外接收装置通

讯将体内拍摄后的图像发射给体外装置的无线发射装置和为第一无线胶囊内窥镜各个模块提供能源的第一能源供应装置,所述第一控制装置、第一光学成像系统、第一照明系统、无线发射装置、第一能源供应装置均密封在第一胶囊壳体内,所述第一控制装置控制第一光学成像系统进行体内拍摄和控制无线发射装置向体外装置传输图像。

[0013] 优选的,所述第一光学成像系统包括第一图像传感器、与第一图像传感器相连接控制第一图像传感器成像的第一图像传感器控制器,所述第一图像传感器与第一胶囊壳体透明区域间设置的第一凸透镜,所述第一胶囊壳体外侧的光线通过第一凸透镜在第一图像传感器上成像。

[0014] 优选的,所述第一控制装置为胶囊微处理器,所述第一控制装置与第一图像传感器控制器相连接;所述第一图像传感器控制器对第一图像传感器进行操控。

[0015] 优选的,所述无线发射装置为带天线的胶囊无线发射功能模块;所述第一能源供应装置为微型电池。

[0016] 优选的,所述第二无线胶囊内窥镜包括具有透明区域的第二胶囊壳体、作为光源的第二照明系统、胶囊内拍摄成像的第二光学成像系统、第二控制装置、与体外接收装置通讯将体内拍摄后的图像发射给体外装置并与发射器通讯接收体外装置指令的无线接收发射装置和为第二无线胶囊内窥镜各个模块提供能源的第二能源供应装置,所述第二控制装置、第二光学成像系统、第二照明系统、无线接收发射装置、第二能源供应装置均密封在第二胶囊壳体内。

[0017] 优选的,所述第二光学成像系统包括第二图像传感器、与第二图像传感器连接控制第二图像传感器成像的第二图像传感器控制器,所述第二图像传感器与第二胶囊壳体透明区域间设置第二凸透镜,所述第二胶囊壳体外侧的光线通过第二凸透镜在第二图像传感器上成像。

[0018] 优选的,所述第二控制装置为胶囊微处理器,所述第二控制装置与第二图像传感器控制器连接控制成像速率,且第二控制装置与无线接收发射装置连接控制传输图像和接收调节拍摄速率指令;所述第二图像传感器控制器接收第二控制装置的指令对第二图像传感器进行调节拍摄速率的控制。

[0019] 优选的,所述无线接收发射装置为带天线的胶囊无线收发功能模块;所述第二能源供应装置为微型电池。

[0020] 本发明的另一目的在于提供一种利用所述的无线胶囊内窥镜系统进行体内拍摄的方法,其特征在于所述方法包括以下步骤:

[0021] (1) 使用所述第一无线胶囊内窥镜进行体内拍摄,然后所述体外接收装置接收所述第一无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像,所述第一储存单元存储所述第一无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像后通过所述图像特征识别装置对存储所述第一无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像进行图像特征识别,判断所述第一无线胶囊内窥镜体内拍摄后的图像是否为与数据库中所储存图像类似的疑似病变图像;根据疑似病变图像的判断结果确定参考图像;

[0022] (2) 使用所述第二无线胶囊内窥镜进行体内拍摄,然后所述体外接收装置接收所述第二无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像,所述第一储存单元存储所述第二无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像后通过所述图像特征识别装置对存储所述第二无线胶囊内窥镜在体内拍摄后的图像进行图像特征识别,判断所述第二无线胶囊内窥镜体内拍摄后的图像是否为通过第

一无线胶囊内窥镜所确定的参考图像或与数据库中所储存图像类似的疑似病变图像；当第二无线胶囊内窥镜体内拍摄后的图像为参考图像或疑似病变图像时，由拍摄速度控制器通过发射器与第二无线胶囊内窥镜进行无线通讯向第二无线胶囊内窥镜发送拍摄速度调节指令；

[0023] (3) 所述第二无线胶囊内窥镜根据拍摄速度控制器的拍摄速度调节指令进行调节体内拍摄的速率。

[0024] 优选的，所述第一储存单元和第一储存单元可以为不同的存储器或同一存储器中不同存储区域。当然可以采用其他方式，如无线胶囊内窥镜体内拍摄后的图像为疑似病变图像时，对该图像进行标识等。

[0025] 本发明是以增加胶囊获取图片量，增加有效信息量，快速提供可疑病症图片为目的的新型无线胶囊内窥镜系统及侦测方法。本发明通过使用胶囊获取的照片通过图像特征识别装置内预置的特征病变图像进行对比，快速识别出疑似病变区域，改变疑似病变区域内的拍摄速率，以获取更多有效地图像资料便于医疗人员的观测和诊断。

[0026] 本发明针对前文技术背景中提出的现有的无线胶囊内窥镜系统存在的漏检问题，加以改进。

[0027] 首先，本发明应用了目前较为智能的图像处理方法，将现有的实时图像特征识别方法应用于胶囊拍摄图像的识别与处理，能够在提供全部的拍摄图片的同时，标记出重点检测区域的图片，能较为快速的提供给医疗检测人员疑似病变的区域图片，从而使胶囊系统能更为快速有效地帮助医生检测病人的病情；且不同于先前的将此类技术应用于无线胶囊内窥镜系统的发明，除去快速提供病变区域图片的功能，疑似病变的区域图片还被储存并应用于再次拍摄时的识别图片，从而为有针对性的改变拍摄速率提供了可能性。

[0028] 并且，此种侦测手段将提供医务人员相较于传统胶囊内窥镜更多的疑似病变区域的数据量，由此可大幅提升检测的准确率，降低漏检误检的可能性。而不同于技术背景中提及的基于胶囊运作时间推测胶囊所处的消化器官而设定不同拍摄速率的发明，本发明基于疑似病变区域有针对性的改变拍摄速率，增加了有效地疑似病变区域的照片量，即增加了更需观测的照片占总的照片数量的比例，降低了后期图像处理和筛选的负担，同时也更有利于医生的诊断。

[0029] 相对于现有技术中的方案，本发明的优点是：

[0030] 本发明提供一种带有先进的图像识别系统的，可大幅提升有效数据量的无线胶囊内窥镜系统。与已有的系统及方法相比，本发明能大大降低因图像处理技术的不合理和胶囊所拍摄的有效数据量的不足导致的误检和漏检，将更具实际意义和临床应用价值。

附图说明

[0031] 下面结合附图及实施例对本发明作进一步描述：

[0032] 图 1 为本发明基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统的总体构架流程图。

[0033] 图 2 为本发明第一无线胶囊内窥镜的结构框架示意图。

[0034] 图 3 为本发明第二无线胶囊内窥镜的结构框架示意图。

[0035] 图 4 为本发明图片标记方式的解释图。

[0036] 图 5 为本发明的第一无线胶囊内窥镜运作时体外装置的运作流程框图。

[0037] 图 6 为本发明的第二无线胶囊内窥镜运作时体外装置的运作流程框图。

[0038] 图 7 为本发明的第二无线胶囊内窥镜运作时其内部的运作流程框图。

[0039] 其中 :1 为消化系统内壁 ;2 为消化系统内壁存在病变区域 ;D1 为第一无线胶囊内窥镜 ;D2 为第二无线胶囊内窥镜 ;D3 为体外装置 ;D31 为体外接收装置、D32 为第一储存单元、D33 为图像特征识别装置、D34 为第二储存单元、D35 为拍摄速度控制器、D36 为发射器 ;131 为第一凸透镜 ;231 为第二凸透镜。

具体实施方式

[0040] 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条件。本发明的保护范围不受胶囊内部其他电路(如传感器,控制器等)及外部处理设备的实施例的限制。

[0041] 实施例

[0042] 如图 1 所示为基于图像识别技术的可调节拍摄速率的无线胶囊内窥镜系统,包括无线胶囊内窥镜和体外装置 D3,所述无线胶囊内窥镜包括一个先进入体内进行体内拍摄作为参考图像的第一无线胶囊内窥镜 D1 和根据第一无线胶囊内窥镜体内拍摄的参考图像信息调节自身拍摄速率的第二无线胶囊内窥镜 D2,所述体外装置包括用于接收无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像的体外接收装置 D31、用于存储无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像的第一储存单元 D32、用于对存储无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像进行图像特征识别的图像特征识别装置 D33、用于存储存储无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像为疑似病变图像的第二储存单元 D34、用于根据第二无线胶囊内窥镜的体内拍摄图像识别结果形成拍摄速度调节指令的拍摄速度控制器 D35 和用于与第二无线胶囊内窥镜进行无线通讯传输拍摄速度调节指令的发射器 D36。

[0043] 通过图像识别技术侦测疑似病变区域并适当调整拍摄速率时,如图 1 中, D1 为首先吞下的胶囊(第一无线胶囊内窥镜,简称胶囊 1,包含光学模块和无线传输的发射模块,无线传输的发射模块或称为无线发射装置 D15);D2 为之后吞下的可调控拍摄速率的胶囊(第二无线胶囊内窥镜,简称胶囊 2,包含光学模块和无线传输的发射模块、接收模块,无线传输的发射模块、接收模块合称为无线发射接收模块装置 D25);D3 为体外装置,其中 D31 为体外接收装置,病人可以随身携带,且可内置天线组接收,D32 是可储存被拍摄的图像信息的第一储存单元,D33 为图像特征识别装置,D34 为用于存储与图像识别系统内数据库病变图片匹配后的无线胶囊内窥镜拍摄的图片的储存装置,D35 为拍摄速率控制器,D36 为发射器。如图中所示流程,被检者先吞服可向体外发射信号的胶囊 1,胶囊 1 中的发射模块可将被拍摄的图片转为的无线信号经由人体发射至病人携带的体外接收装置 D31。第一储存单元 D32 内存储的图片信号可经由已储存各类消化道病变特征图片的图像特征识别装置 D33 确定特征吻合的图片,并标记这些图片及先于特征吻合图片的两幅图片。在吞咽胶囊 1 一定时间后,被检者可吞服胶囊 2,不同于胶囊 1,胶囊 2 可通过接收体外控制拍摄速率的信号来针对不同肠道区域改变拍摄速率。当接收到由胶囊 2 拍摄到的图片信号后,这些图片将通过图像特征识别装置 D33 和胶囊 1 中已标记的图片进行对比,当胶囊 2 所拍图片特征吻合

时即通过拍摄速率控制器 D35 向胶囊传输加快拍摄速率的信号。

[0044] 图 2 为胶囊 1 的结构框架示意图。胶囊 1 可以为现有技术所设计的那样。图 2 中 13 为第一光学成像系统,即为胶囊内置的光学系统,132 为第一图像传感器,133 为第一图像传感器控制器,14 为第一控制装置,即为内置的胶囊微处理器,12 为第一照明系统,16 是第一能源供应装置,为各个部件提供能源的电源装置,15 是无线发射装置,17 是第一天线。其中胶囊微处理器 14 可控制无线发射装置 15 和第一图像传感器控制器 133,第一图像传感器控制器 133 可对第一图像传感器 132 进行操控。无线发射装置 15 可发射信号至病人体外随身携带的接收装置上,再由体外的操作处理系统进行进一步的分析和处理。

[0045] 图 3 为本发明胶囊 2 的结构框架示意图。图 32 中 23 为第二光学成像系统,为胶囊内置光学系统,232 为第二图像传感器,233 为第二图像传感器控制器,24 为第二控制装置,即为内置的胶囊微处理器,22 为第二照明系统,26 为第二能源供应装置,为各个部件提供能源的电源装置;25 是无线接收发射装置,27 是第二天线。其中胶囊微处理器 24 可控制无线接收发射装置 25 和图像传感器控制器 233,图像传感器控制器 233 可对图像传感器 232 进行操控。不同于胶囊 1 所示的无线发射模块,胶囊 2 中的无线接收发射装置 25 除去拥有可发射图片信号至体外的功能外,还可接收外部对拍摄速率进行调控的信号,由此来改变胶囊在不同消化道区域(疑似病变或正常区域)内的拍照速率。

[0046] 如图 1 中所示流程,被胶囊 1D1 拍摄下的图片信号经由人体到达体外接收装置 D31,接收到的图片按拍摄的顺序被储存在第一储存单元 D32 内,图像处理系统将储存单元 D32 中的每张照片依次同图像特征识别选装置中内置的各种消化道病变特征图片进行对比,当所拍摄的图片与某种病变特征吻合时,系统将标记包括特征吻合的被拍摄图片和此张图片之前的两张图片并将这三张图片存入第二储存单元 D34 中(举例,如连续拍摄的三张图片分别为 A, B, C,疑似病变图片为 C,则将 A, B, C 三张图片存入图像特征识别装置中内置的特别数据第二储存单元 D33 中)。在吞咽胶囊 1 一段时间后,病人可服下内置无线接收和发射模块的胶囊 2D2,胶囊 2 同样拍摄人体消化道内部的照片并将信号传输至体外接收装置 D31,胶囊 2 将以正常速率进行拍摄,直到其传输至体外的照片同图像特征识别装置 D32 中第二储存单元 D34 中的照片吻合时(举例,如连续拍摄的三张图片分别为 A, B, C,疑似病变图片为 C,则当所拍摄照片同 A 图片或 B 图片或 C 图片特征吻合时),拍摄速率控制器 D35 通过发射器 D36 传输提高拍摄速率的信号给无线胶囊内窥镜 D2,接收到信号的胶囊将增加对疑似病变区域的拍摄速率;相反,当传输至体外的照片同图像特征识别装置 D33 中第二储存单元 D34 中的照片不吻合时,拍摄速率控制器 D35 将传输改变拍摄速率到正常速度,以节省能耗。当然,基于能耗的考虑,也可以将非病变部位的拍摄速率降低。

[0047] 以下为对本发明标记图片方式进行说明。

[0048] 如图 4 所示,若胶囊所拍摄的消化系统内壁 1 上存在发生病变的区域 2(标记为深色区域),A 到 E 为连续的肠道编号拍摄图片,且可被编号为 C 和 D 的两张图片拍摄到病变区域,则当胶囊 1 运作时,图像特征识别装置 33 检测到 C 与 D 同数据库内资料吻合时对图片 A, B, C, D 进行标记(检测到 C 时标记下 A, B 和 C 图片作为参考图像;下一步检测到 D 图像时标记 B, C, D 三张图片作为参考图像)。如图中所示的被标记的图片 A, B, C, D 将被存入图像特征识别装置 33 的第二存储单元 34 如特殊的数据库中,当再次使用胶囊 2 检测时,再次将所拍摄的图片同被标记的图片库对比。如图片 A(或 B, C, D)同首次检测的图片相匹配,

则发射信号控制胶囊增加对疑似病变区域拍摄速率。

[0049] 以下对本发明胶囊 1 运作时的体外系统的操作流程进行解释。

[0050] 如图 5 中所示,当体外接收装置 31 开始接收由胶囊传出的信号时 P11,如未接收到信号则重新开始接收。当接收到数据时,则可使用图像特征识别装置进行将所接收到的拍摄图像与病变特征图像对比并匹配的过程 P12。图像匹配过程将检测每张拍摄图片是否能与所存数据图片匹配 P13,当对比后的图片特征吻合(即图片特征匹配成功)时,标记所拍摄的几幅连续的图片 P14,并将这些图片存入图像特征识别装置的另一数据库中 P15,得到参考图像和疑似病变图像。病变特征图像为预先设置好的标准图像或者有一些明显具有病变特征拟合作为参考基准的图像。

[0051] 以下对本发明胶囊 2 运作时的体外系统的操作流程进行解释。

[0052] 如图 6 中所示,当体外接收装置开始接收由胶囊 2 传出的信号时 P21,如未接收到信号则重新开始接收。当接收到数据时,则可使用图像特征识别装置进行将所接收到的拍摄图像与胶囊 1 中已标记的图像对比并匹配的过程 P22。图像匹配过程将检测每张拍摄图片是否能与标记过的图片匹配 P23,当对比后的图片特征吻合(即图片特征匹配成功)时,通过拍摄图像速率控制器向胶囊 2 发送增加拍摄速度的信号 P24。

[0053] 以下对本发明胶囊 2 的操作流程进行解释。

[0054] 如图 7 中所示,当胶囊内置的无线接收发射装置 25 的接收模块接收到速率控制信号时 P25,则增加胶囊 2 对消化系统区域的拍摄速率 P25,若未接收到则令胶囊 2 进行普通速率的拍摄。

[0055] 通过上文所解释的系统及方法,本发明将提供一种有针对性的可大幅提升有效数据量的无线胶囊内窥镜系统。与已有的系统及方法相比,本发明应用了先进的图像识别系统,可快速的提供出重点检测区域,并可大大降低因图像处理技术的不合理和胶囊所拍摄的有效数据量的不足导致的误检和漏检,将会是更具实际意义和临床应用价值的新型无线胶囊内窥镜系统及方法。

[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。

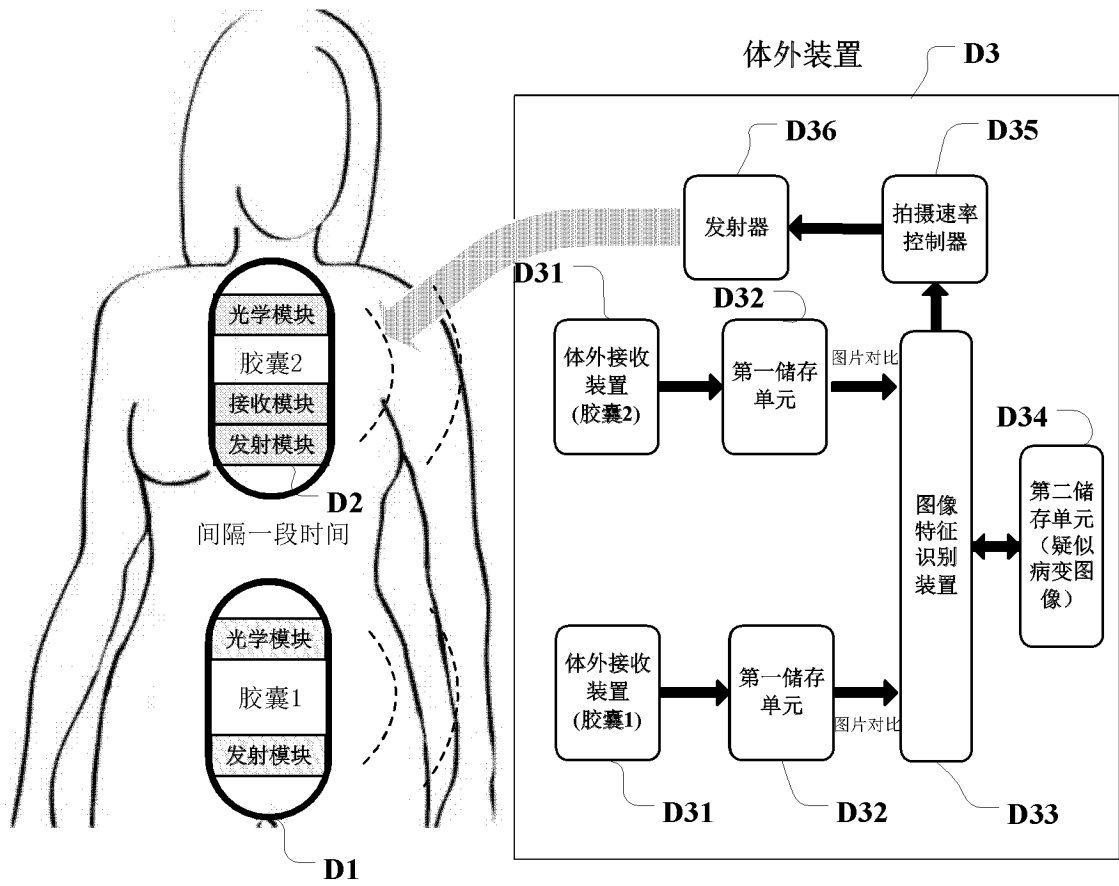


图 1

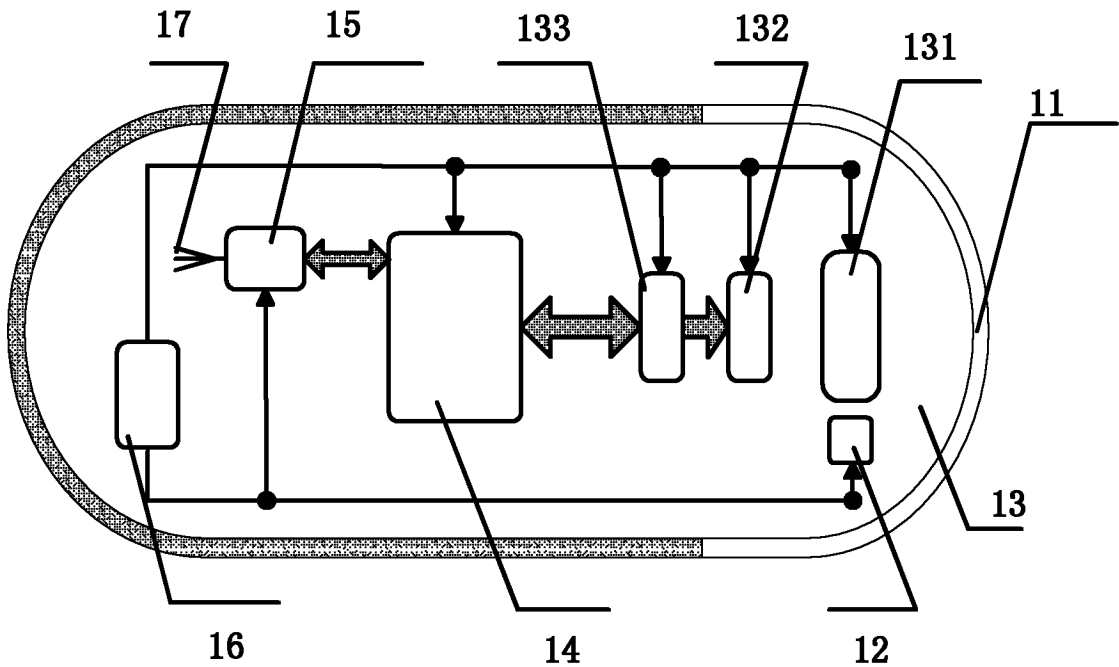


图 2

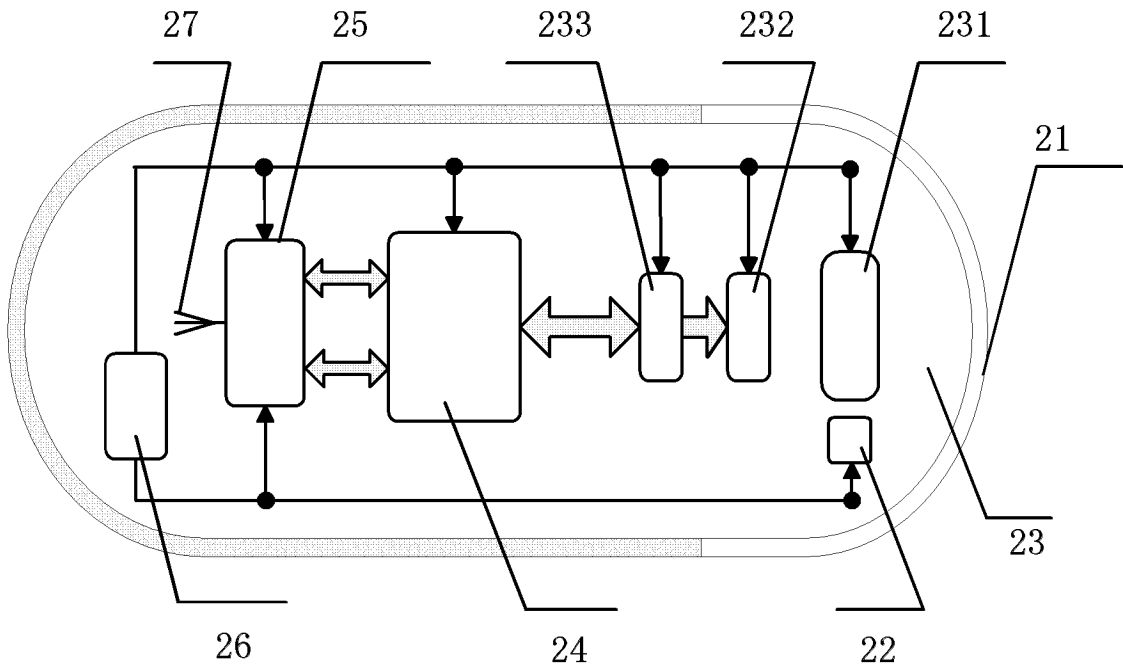


图 3

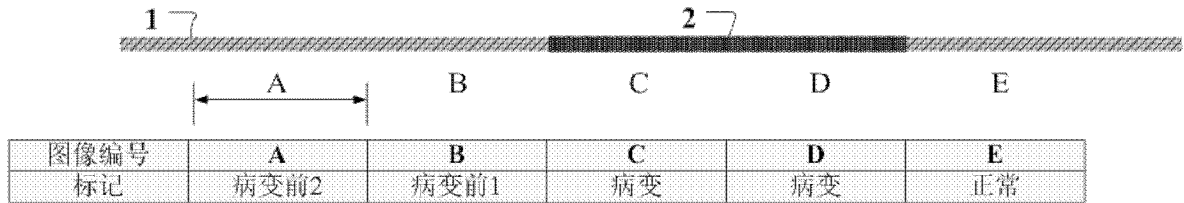


图 4

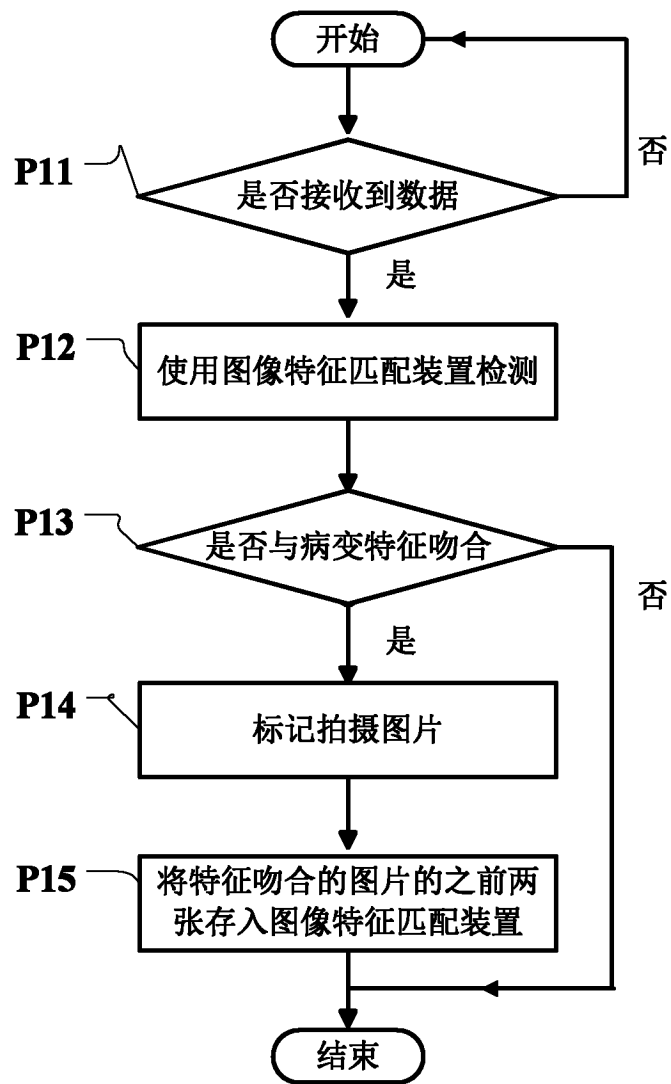


图 5

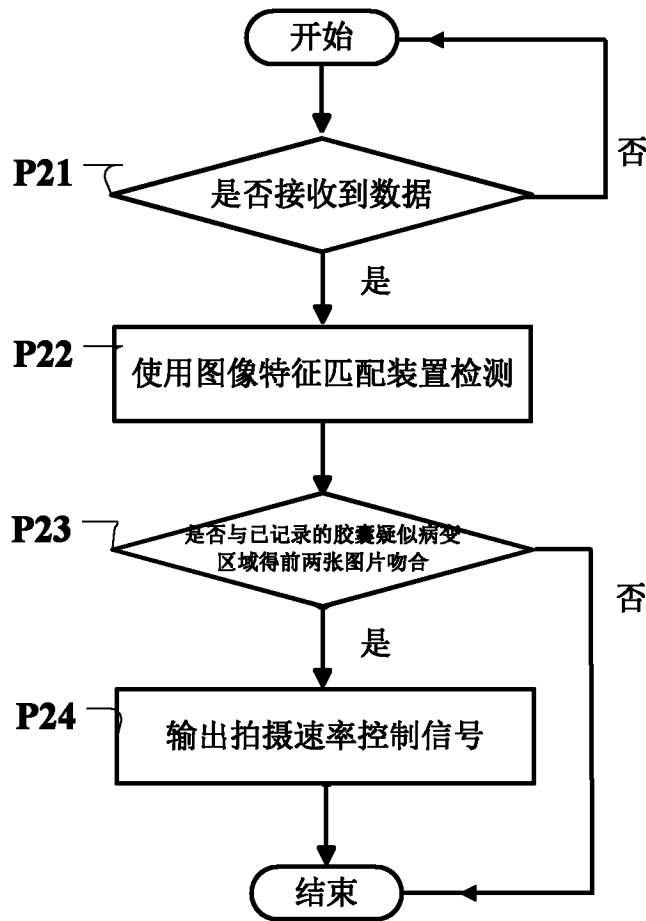


图 6

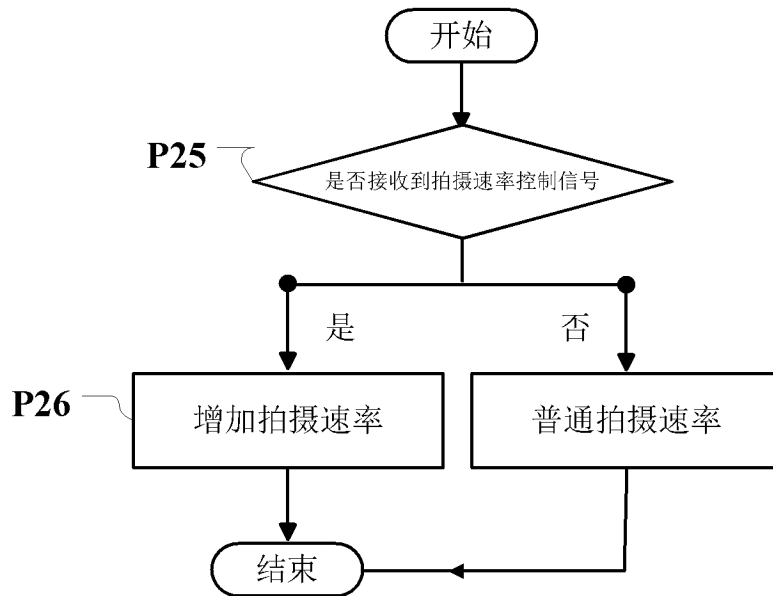


图 7