

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 1/00

A61B 1/04

A61B 1/06



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510020381.0

[43] 公开日 2005 年 12 月 21 日

[11] 公开号 CN 1709196A

[22] 申请日 2005.2.8

[21] 申请号 200510020381.0

[71] 申请人 重庆金山科技(集团)有限公司

地址 400015 重庆市渝中区中山三路 155 号

[72] 发明人 王金山 李向东

[74] 专利代理机构 重庆市恒信专利代理有限公司

代理人 刘小红

权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 5 页

[54] 发明名称 双工多通道智能胶囊消化道内窥镜的控制方法

[57] 摘要

本发明涉及的双工多通道智能胶囊消化道内窥镜的控制方法，用于对智能胶囊消化道内窥镜系统进行控制，方法包括在图像记录 and 智能胶囊控制仪上建立特征部位和病变的图片库；建立它们与消化道生理解剖特征部位对应的图像压缩方式、图像分辨率、智能胶囊消化道内窥镜的采样频率的关系；采用无线双工多通道的通信方式；对智能胶囊消化道内窥镜进行工作状态的控制包括：工作和休眠的状态选择控制、对照明亮度的控制、对照相模块进行采样频率选择、及其图像分辨率的选择、成像质量控制、图像压缩方式的选择；由图像记录 and 智能胶囊控制仪对图像进行处理及识别。方法通过体外对智能胶囊消化道内窥镜的工作状态的智能控制，实现对整个消化道系统的智能检查。

1、一种双工多通道智能胶囊消化道内窥镜的控制方法，用于对智能胶囊消化道内窥镜进行控制，所述智能胶囊消化道内窥镜系统包括智能胶囊消化道内窥镜、图像记录 and 智能胶囊控制仪；其中所述智能胶囊消化道内窥镜包括与壳体连接的光学透明前盖、安装在壳体内部的 LED 照明阵列、光学部分、照相模块、磁控电源开关模块、射频收发模块、微处理器、天线及电池；所述图像记录 and 智能胶囊控制仪包括收发天线阵、射频收发模块、微处理器、数字信号处理器（DSP）及与其总线连接的存储器。所述图像记录 and 智能胶囊控制仪中的射频收发模块与智能胶囊消化道内窥镜中的射频收发模块之间通过双工多通道的方式通信；所述控制方法包括：

（1）、在图像记录 and 智能胶囊控制仪上建立消化道生理解剖特征部位图片库和典型病变的图片库；建立与消化道生理解剖特征部位对应的图像压缩方式、图像分辨率、智能胶囊消化道内窥镜的采样频率（帧/秒）的关系；

（2）、通过图像记录 and 智能胶囊控制仪向智能胶囊消化道内窥镜下载程序，建立智能胶囊消化道内窥镜的工作初始条件：其中，图像的分辨率：320×240，采样频率为 0.02~15 帧/s，图像分辨率范围 86×60 到 640×480，压缩格式为 JPEG；

（3）、智能胶囊消化道内窥镜和图像记录 and 智能胶囊控制仪之间采用无线双工多通道的通信方式；图像记录 and 智能胶囊控制仪对智能胶囊消化道内窥镜进行工作状态的控制包括：工作和休眠的状态选择控制、对智能胶囊消化道内窥镜照明亮度的控制、对智能胶囊消化道内窥镜内照相模块进行采样频率选择、及其图像分辨率的选择、成像质量控制、图像压缩方式的选择；

(4)、图像记录 and 智能胶囊控制仪采用无线多通道的通信方式对智能胶囊消化道内窥镜发送的人体消化道解剖特征图片和病症图片进行处理及识别，处理及识别的方法包括：非均匀照明校正处理、图像增强处理、图像特征的提取并与消化道解剖特征图片库和病症图片库进行对比，如果识别是相同，图像记录 and 智能胶囊控制仪则发出指令改变图像压缩方式、图像分辨率、智能胶囊消化道内窥镜的采样频率(帧/秒)的工作指令，及 LED 照明亮度以及图像质量工作状态进行自动调整，从而得到最佳的检查效果；若识别的结果式不相同，则进行下一帧图像的处理和识别。

2、根据权利要求 1 所述的方法，其特征是：所述工作和休眠的状态选择控制是指由图像记录 and 智能胶囊控制仪发出指令，将智能胶囊消化道内窥镜的 LED 阵列、照相模块、射频收发模块分别置于拍摄照片、数据处理、数据无线发射的高电平工作状态；或者发指令截断智能胶囊消化道内窥镜内 LED 阵列的工作电流，并通过对使照相模块、射频收发模的省电模式控制端的控制使其进入低功耗的休眠状态；或发指令重新接通智能胶囊消化道内窥镜内 LED 阵列的工作电流，并通过对使照相模块、射频收发模的省电模式控制端的控制使其由低功耗的休眠状态恢复到工作状态；所述由低功耗的休眠状态恢复到工作状态也可以通过设定时间自动切换，该切换时间为 10~30 分钟。

3、根据权利要求 1 所述的方法，其特征是：所述智能胶囊消化道内窥镜照明控制是指图像记录 and 智能胶囊控制仪发指令控制智能胶囊照相模块 LED 照明阵列 LED 的工作电流大小，从而控制 LED 照明阵列的亮度。

4、根据权利要求 1 所述的方法，其特征是：所述对照相模块采样频率选择的控制是图像记录 and 智能胶囊控制仪发出指令对智能胶囊的拍照频率，即

对每秒拍摄的照片数量进行控制，胶囊消化道内窥镜的拍照频率可以是可以是 0.2~12 帧/s。

5、根据权利要求 1 所述的方法，其特征是：所述成像质量控制是指图像记录 and 智能胶囊控制仪发出指令对智能胶囊的照相模块的白平衡、图像传感器的增益和图像分辨率进行控制，图像分辨率是：640×480、320×240、352×288、176×144、160×120、86×60。

6、根据权利要求 1 所述的方法，其特征是：所述图像压缩方式选择是指图像记录 and 智能胶囊控制仪发出指令对智能胶囊的图像压缩方式进行选择，智能胶囊可以采用 JPEG、MJPEG、H26L、D-JPEG、MPEG 图像压缩格式对图像数据进行压缩。

双工多通道智能胶囊消化道内窥镜的控制方法

技术领域

本发明涉及实现智能胶囊数据的无线发射与图像记录 and 智能胶囊控制仪对智能胶囊进行双工通讯控制、工作状态控制的方法。适用于智能胶囊消化道内窥镜装置系统。

背景技术

以色列 GI 公司的“M2A”胶囊内视镜系统在欧洲专利 EP1263318 中给出了详细的描述，该系统由胶囊内视镜，图像记录仪和计算机影像工作站三部分组成。胶囊内视镜内含 LED 照明光源、CMOS 成像部件、低功耗无线发射部件、天线和电池；当接通电池时，胶囊内视镜就在无线发射部件中的处理器控制下，按照即定的程序通过时钟控制 CMOS 成像部件以每秒两帧的拍摄速度对消化道内壁进行拍照，CMOS 得到的图像信号通过 A/D 变换后，由无线发射部件经天线发射出去；患者所佩带的图像记录仪将其接收到的图片数据存储起来；医生在检查结束后，用专用数据线将胶囊内视镜拍摄的图片下载到计算机影像工作站中进行分析、观察和病情诊断。日本 NORIKA 系统公司开发的无线供电可控式胶囊内视镜系统，可以通过无线电波对胶囊内视镜供电，该系统在使用时，医生通过计算机控制平台对可控式胶囊内视镜进行实时监视，并且对镜头的焦距、胶囊内视镜的方位进行实时控制。

由于受检者的个体差异，胶囊内视镜在胃中停留的时间不同，实验表明，胶囊内视镜在胃中停留的时间可以短到 20 分钟，长达 3~4 小时，GI 公司的胶囊内视镜采用固定的拍摄速度来保证胶囊内视镜对肠道的全面检查，比如当接通

胶囊内视镜的电源后，胶囊内视镜按照固化的程序以每秒两帧的拍摄速度对消化道内壁进行拍照，CMOS 得到的图像信号通过 A/D 变换后，由无线发射部件经天线发射出去。由于采用上述固定的拍摄速度，难免有漏检，或者不能让胶囊内镜尽可能多的在肠道中进行检查。

日本 NORIKA 系统公司开发的无线供电胶囊内视镜，尽管可以对体内的胶囊内视镜实时的进行焦距和方位控制，但是医生必须在约 10 小时检查过程中认真观察和对体内的胶囊内视镜实时控制，患者也必须在约 10 小时的过程中配合医生进行检查，其操作的复杂程度几乎与传统的小肠内视镜相当。

发明内容

本发明的目的是提供一种能够对双工多通道智能胶囊消化道内窥镜的工作状态进行控制的方法，工作状态如工作和休眠选择、对智能胶囊消化道内窥镜照明控制、照相模块采样频率选择、图像分辨率选择、成像质量控制和图像压缩方式选择等。

本发明所述的智能胶囊消化道内窥镜系统包括智能胶囊消化道内窥镜、图像记录 and 智能胶囊控制仪。其中所述智能胶囊消化道内窥镜包括与壳体连接的光学透明前盖、安装在壳体内的 LED 照明阵列、光学部分、照相模块、磁控电源开关模块、射频收发模块、微处理器、天线及电池；所述图像记录和智能胶囊控制仪包括收发天线阵、射频收发模块、微处理器、数字信号处理器（DSP）与其总线连接的存储器。所述图像记录和智能胶囊控制仪中的射频收发模块与智能胶囊消化道内窥镜中的射频收发模块之间通过双工多通道的方式通信。

本发明提供的控制方法包括：

1、在图像记录 and 智能胶囊控制仪上建立消化道生理解剖特征部位图片库和典型病变的图片库；建立与消化道生理解剖特征部位对应的图像压缩方式、图像分辨率、智能胶囊消化道内窥镜的采样频率(帧/秒) 的关系；

2、通过图像记录 and 智能胶囊控制仪向智能胶囊消化道内窥镜下载指令，建立智能胶囊消化道内窥镜的工作初始条件：其中，图像的分辨率分别为 320×240 ，采样频率为 0.02~15 帧/s，图像分辨率范围 86×60 到 640×480 ，压缩格式为 JPEG；

3、智能胶囊消化道内窥镜和图像记录 and 智能胶囊控制仪之间采用无线双工多通道的通信方式，实现智能胶囊消化道内窥镜对数据的无线发射与图像记录 and 智能胶囊控制仪对智能胶囊消化道内窥镜的工作状态的控制；所述的多通道通信是指智能胶囊的射频收发模块具有多个通信信道，当智能胶囊消化道内窥镜系统中在工作中受到干扰时，智能胶囊与图像记录 and 智能胶囊控制仪可以自动进行通信信道选择；所述工作状态的控制包括：图像记录 and 智能胶囊控制仪对智能胶囊消化道内窥镜工作和休眠的状态选择控制、对智能胶囊消化道内窥镜照明亮度的控制、对智能胶囊消化道内窥镜内照相模块进行采样频率选择、及其图像分辨率的选择、成像质量控制、图像压缩方式的选择。

所述工作和休眠的状态选择控制是指由图像记录 and 智能胶囊控制仪发出指令，将智能胶囊消化道内窥镜的 LED 阵列、照相模块、射频收发模块分别置于拍摄照片、数据处理、数据无线发射的工作状态；或者发指令截断智能胶囊消化道内窥镜内 LED 阵列的工作电流，并通过对照相模块、射频收发模块的省电模式控制端的控制使其进入低功耗的休眠状态；或发指令重新接通

智能胶囊消化道内窥镜内 LED 阵列的工作电流，并通过对使照相模块、射频收发模的省电模式控制端的控制使其由低功耗的休眠状态恢复到工作状态。由低功耗的休眠状态恢复到工作状态也可以通过设定时间自动切换，该切换时间可以为 10~30 分钟。

所述智能胶囊消化道内窥镜照明控制是指图像记录 and 智能胶囊控制仪发指令控制智能胶囊照相模块 LED 照明阵列 LED 的工作电流大小，从而控制 LED 照明阵列的亮度。

所述对照相模块采样频率选择的控制是图像记录 and 智能胶囊控制仪发出指令对智能胶囊的拍照频率，即对每秒拍摄的照片数量进行控制，胶囊消化道内窥镜的拍照频率可以是 0.2~12 帧/s；

所述成像质量控制是指图像记录 and 智能胶囊控制仪发出指令对智能胶囊的照相模块的白平衡和图像传感器的增益及图像分辨率进行控制，分辨率是：640×480、320×240、352×288、176×144、160×120、86×60。

所述图像压缩方式选择是指图像记录 and 智能胶囊控制仪发出指令对智能胶囊的图像压缩方式进行选择，智能胶囊可以采用 JPEG、MJPEG、H26L、D-JPEG、MPEG 图像压缩格式对图像数据进行压缩。

4、图像记录 and 智能胶囊控制仪采用无线多通道的通信方式对智能胶囊消化道内窥镜发送的人体消化道解剖特征图片和病症图片进行处理及识别，处理及识别的方法包括：非均匀照明校正处理、图像增强处理、图像特征的提取并与消化道解剖特征图片库和病症图片库进行对比，如果识别是相同，图像记录 and 智能胶囊控制仪则发出新的改变图像压缩方式、图像分辨率、智能胶囊消化道内窥镜的采样频率(帧/秒)的工作指令，及 LED 照明亮度以及图

像质量等工作状态进行自动调整，从而得到最佳的检查效果；若识别的结果式不相同，则进行下一帧图像的处理和识别。

本发明由于所述的双工多通道智能胶囊消化道内窥镜的控制方法，实现了一粒智能胶囊消化道内窥镜对全消化道的有效检查。通过体外对智能胶囊消化道内窥镜的工作状态的智能控制，实现了对整个消化道系统的智能检查，可以根据需要对智能胶囊消化道内窥镜的采样频率、图像分辨率、图像压缩方式、LED 照明亮度以及图像质量等工作状态进行自动调整，而且还可以通过图像记录 and 智能胶囊控制仪中的数字信号处理器(DSP)对智能胶囊发出的图像进行图像处理，图像特征提取，与消化道解剖特征图片库和病症图片库进行对比，如果当前图片与消化道解剖特征图片库和病症图片库中的图片相同，图像记录 and 智能胶囊控制仪则向智能胶囊发出命令将采样频率、图像分辨率、图像压缩方式、LED 照明亮度以及图像质量等工作状态进行自动调整，从而得到最佳的检查效果。

附图说明

附图 1 是智能胶囊消化道内窥镜的结构剖面示意图；

附图 2 是智能胶囊消化道内窥镜实施例电路原理图；

附图 3 为智能胶囊消化道内窥镜照相模块电路原理图；

附图 4 是智能胶囊消化道内窥镜的磁开关电路原理图；

附图 5 为智能胶囊消化道内窥镜射频收发模块实施例的电路原理图；

附图 6 为智能胶囊消化道内窥镜的工作原理图；

附图 7 为图像记录 and 智能胶囊控制仪实施例的原理图；

附图 8 为图像记录 and 智能胶囊控制仪图象处理及识别流程图；

附图 9 为为远程通信方案实施例的原理图。

附图 1 中 1—肠道、2—透明光学前盖、3—LED 照明阵列、4—光学镜头、5—图像传感器、6—微处理器 MCU、7—电池、8—磁控开关模块、9—射频收发模块 I、10—天线、11A—温度传感器、11B 压力传感器、12—壳体。

具体实施方式

参见附图 1~3，双工多通道智能胶囊消化道内窥镜系统，包括智能胶囊消化道内窥镜、图像记录 and 智能胶囊控制仪，所述智能胶囊消化道内窥镜包括与壳体连接的光学透明前盖、安装在壳体内的 LED 照明阵列、光学部分、照相模块、磁控电源开关模块、射频收发模块、微处理器、天线及电池；所述图像记录 and 智能胶囊控制仪包括收发天线阵、射频收发模块、微处理器及与其总线连接的存储器；其特征是：所述图像记录 and 智能胶囊控制仪中的微处理器外接控制键盘或显示屏，或通过串行接口 RS232 或 USB 与个人数字助理 PDA 的对应端口连接；所述图像记录 and 智能胶囊控制仪中的射频收发模块与智能胶囊消化道内窥镜中的射频收发模块之间通过双工多通道的方式通信。

实施例中上述智能胶囊消化道内窥镜包括光学部分和照相模块，每个照相模块包括图像传感器、彩色处理器、实时图像压缩编码器和接口电路；其中图像传感器将信号进行模数转换后将信号连接至彩色处理器进行颜色处理，经过图像压缩编码器压缩后由接口电路的 UART 或 I2C 端口与微处理器及射频收发模块连接，由射频收发模块通过天线向体外发送信息，并通过射频收发模块接收控制指令并由图像记录 and 智能胶囊控制仪下载工作程序，并通过微处理器对接受的指令进行处理后由 I/O 口连接 LED 照明阵列、照相模

块及射频收发模块的工作方式及工作状态控制端。

参见附图 2，在智能胶囊消化道内窥镜壳体内安装有温度传感器 11A 和压力传感器 11B，其中压力传感器紧贴壳体 12 的内壁安装，它们的输出端与微处理器 MCU 的 I/O 口连接。

附图中光学部分包括遮光罩、红外及红光过滤膜、微透镜和镜头架，参见附图 3，所述照相模块包括：图象传感器、彩色处理器、图像压缩编码器、接口电路；图像传感器完成将外部的景物通过图像阵列成像，进行模数转换；并将数字信号送入图像彩色处理器通完成重构和校正正算法，将其转换成 RGB 或 YUYV 数据；图像压缩编码器可将 YUV4:2:2 数据压缩成 JPEG 数据，并保存在其中的 RAM 内；接口电路包括 UART 和 I2C 两种接口，可将内部 RAM 的数据通过协议传送，也可接收必须的控制及配置数据。

在实施例中图像传感器可以采用 CMOS 或者 CCD 图像传感器，图像彩色处理器可以采用 ST 生产的 VS6552 器件实现，实时图像压缩编码器可以是 STV0676 或者是 ASIC，微处理器 MCU 可以采用 MSP340 系列芯片核心构成；射频收发模块可以采用 MK70110 或者射频 ASIC。所述彩色处理器可以由封装在微处理器中的软件实现。

参见附图 3，微处理器 MCU 通过接口电路（CY7C8013）的 UART 或 I2C 两种接口与照相模块连接，照相模块在微处理器的控制下分时工作，当微处理器发出照相指令时，LED 照明阵列处于工作状态，将被摄物体充分照明，照相模块同时处于工作状态，而其它部分处于待机状态；当完成拍照过程后，微处理器检测到照相模块的工作状态后，发出指令使图象传感器处于待机状态，彩色处理器处于工作状态，当彩色处理器完成彩色处理后，微处理器再

次发出指令使图像压缩编码器处于工作状态，而其他部分处于待机状态，完成对图像压缩编码后即完成一个拍照周期。

参见附图 4，胶囊 1 在使用之前，首先需要完成智能胶囊 1 上电时与图像记录 and 智能胶囊控制仪 2 的数据交换。智能胶囊 1 的上电过程是指移去控制磁开关的磁体，使智能胶囊 1 中的磁开关模块处于接通状态。

本发明智能胶囊消化道内窥镜中的磁控电源开关模块包括磁控开关 S1、场效应管 Q1，当 S1 闭合时，VGS 为 0 小于场效应管的开启阈值电压，故场效应管 Q1 处于关闭状态，场效应管 Q1 隔断电池与负载电路间的通路，电池不能为负载电路供电；反之，VGS 为电池电压大于场效应管的开启阈值电压，故场效应管 Q1 处于开启状态，电池通过场效应管 Q1 与负载电路接通，电池为负载电路供电。因此，当磁控开关 S1 处于磁场中时为断开状态，移开磁体，磁控开关便处于接通状态。

附图 5 是射频收发模块的原理，当收发模块处于发射状态时，从照相模块输入的数字信号，经过高斯频移键控调制（GFSK），由 MCU 加入地址和 CRC 校验，进入功率放大器（PA），再经由天线发射出去；当收发模块处于接收状态时，从天线接收的信号，首先经低频噪声放大器（LNA）放大，再由解调器将图像等数据解调出来，MCU 从该数据中读出其中的地址信息和图像数据。

参见附图 6，被查人员服入智能胶囊，智能胶囊进入人体后，智能胶囊中的照相模块就在其微处理器 MCU 的控制下，按照从图像记录 and 智能胶囊控制仪下载的程序，将人体胃肠消化道，尤其是小肠内壁的图像、温度和压力等数据，以设定的采样速率，通过智能胶囊的射频收发模块发射到被查人员所

佩带的图像记录 and 智能胶囊控制仪中，图像记录 and 智能胶囊控制仪在确保接收数据正确后，将数据写入其中的 CF 存储卡中，通过存储介质阅读器将 CF 存储卡中存储的数据读入智能胶囊影像工作站中，进一步进行处理显示和分析。其中，CF 存储卡通过插座，以总线方式与图像记录仪的微处理器连接。

智能胶囊影像工作站是由一台具有 RS232 和 USB 接口的采用 Intel 公司生产的 Pentium IV 中央处理器和 Microsoft 公司的 Windows 操作系统的计算机平台上安装采用 C/C++ 语言开发的智能胶囊影像工作站，对智能胶囊拍摄的图片进行浏览、分析、存储，以及通过 RS232 和 USB 线缆或无线双工多通道方式对图像记录 and 智能胶囊控制仪发出控制指令完成对智能胶囊消化道内窥镜的控制。本发明所述的 PDA 在没有上述智能胶囊影像工作站的情况下可以独立完成对智能胶囊消化道内窥镜的监视和控制；所述的 PDA 可以是采用 Windows CE、Palm、Linux 和 Symbian 操作系统的个人数字助理手持设备。

参见附图 7，所述图像记录 and 智能胶囊控制仪中的微处理器通过串行接口 RS232 或 USB 与个人数字助理 PDA 或计算机影像工作站的对应端口连接；所述图像记录 and 智能胶囊控制仪中的射频收发模块与智能胶囊消化道内窥镜中的射频收发模块之间通过双工多通道的方式通信。

由于射频收发模块具有多个通信信道，当智能胶囊消化道内窥镜系统在工作中受到干扰时，智能胶囊与图像记录 and 智能胶囊控制仪可以自动进行通信信道选择。

本发明中的射频收发模块的多通道工作方法是指当智能胶囊消化道内窥镜系统在工作中受到干扰时，比如，当两套或者多套智能胶囊消化道内窥镜系统同时工作时；或者，智能胶囊消化道内窥镜系统受到其他无线设备的干

扰时，智能胶囊与图像记录 and 智能胶囊控制仪可以自动进行通信信道选择，也就是说，智能胶囊与图像记录 and 智能胶囊控制仪之间采用跳频方式工作。具体来讲，智能胶囊在每次与图像记录 and 智能胶囊控制仪通信前都有一个握手过程，首先图像记录 and 智能胶囊控制仪发出握手信令，如果智能胶囊能够准确无误地接收到该握手信令，表明该通道的良好，智能胶囊将会使用该信道向图像记录 and 智能胶囊控制仪发射数据；反之，如果智能胶囊不能准确无误地接收图像记录 and 智能胶囊控制仪发出的握手信令，那么表明该通信信道不好，智能胶囊就向图像记录 and 智能胶囊控制仪发出信令要求图像记录 and 智能胶囊控制仪改变通信信道，即要求改变载波频率，图像记录 and 智能胶囊控制仪在改变了载波频率后再次向智能胶囊发出握手信令，直到智能胶囊能够准确无误地接收到该握手信令，表明该通道是良好的，智能胶囊再使用该信道向图像记录 and 智能胶囊控制仪发射数据。

参见附图 8：在图像记录 and 智能胶囊控制仪内的存储器内存储有建立的消化道生理解剖特征部位图片库和典型病变的图片库；建立了与消化道生理解剖特征部位对应的图像压缩方式、图像分辨率、智能胶囊消化道内窥镜的采样频率(帧/秒)的关系（参见附表 1）；图像记录 and 智能胶囊控制仪接收到的图像进行处理和识别，处理及识别的方法包括：

1、非均匀照明校正处理：其第一步是对智能胶囊拍摄的图片进行处理，消除由于 LED 照明阵列不均匀产生的图像亮度不均匀问题。若以 $r(x, y)$ 代表真实的消化道内壁对照明光的反射率， $i(x, y)$ 是实际到达消化道内壁的照明光， $f(x, y)$ 是到达图像传感器光敏面的光强，那么采用同型过滤器可以消除由于 LED 照明阵列不均匀照明产生的图像亮度不均匀的问题。首先将智能胶

囊拍摄的图片中的 $r(x, y)$ 和 $i(x, y)$ 分离开来，然后突出其中的高频成分。对强度函数 $f(x, y)$ 取对数，其结果通过一个二维滤波器，再对经过二维滤波器的结果取反对数，就可以得到在理想 LED 照明阵列下拍摄的消化道内壁图像。为得到更真实的消化道内壁图片，或采用相位对比滤波器、FIR 滤波器、IIR 滤波器和离散富里叶变换、小波变换图像增强处理技术。

2、图像增强处理：是对经过第一步处理后的智能胶囊拍摄图片进行特征提取，比如说采用罗伯特算子、Sobel 算子或者压缩渐进矩阵方法等对图片的进行提取。

3、图像特征的提取：该第三步是将从第二步提取出来的图像特征与消化道解剖特征图片库和病症图片库进行对比，可以通过图像“相减”、人工智能神经网络技术，将当前图片与消化道解剖特征图片库和病症图片库中的图片进行比较，如果是相同，图像记录 and 智能胶囊控制仪则根据表 1 所列的对应关系向智能胶囊发出命令将采样频率、图像分辨率、图像压缩方式、LED 照明亮度以及图像质量等工作状态进行自动调整，从而得到最佳的检查效果。

表 1 采样频率自动变化点与智能胶囊压缩方式和采样频率的关系

消化道生理解剖特征部位图片库	压缩方式	图像分辨率	智能胶囊采样频率(帧/秒)
口腔	JPEG	640×480	0.2
咽喉	MPEG/H26L	320×240	2-15
贲门	JPEG	640×480	0.2
幽门	MJPEG/MPEG/H26L	320×240	1-2
回盲部	JPEG	640×480	0.2
大肠	JPEG	640×480	0.02-0.2

在附图 9 所述图像记录 and 智能胶囊控制仪中的微处理器通过串行接口 RS232 或 USB 与个人数字助理 PDA 的对应端口连接；图像记录 and 智能胶囊控制仪使用 PDA 上网功能模块可以通过 GPRS、CDMA、GSM、WLAN 技术及国际互联网与远程计算机影像工作站连接；这样受检者可以在不影响日常工作、生活的情况下通过国际互联网在遥远的医生控制下进行检查。也可以直接通过 USB 接口与计算机影像工作站。

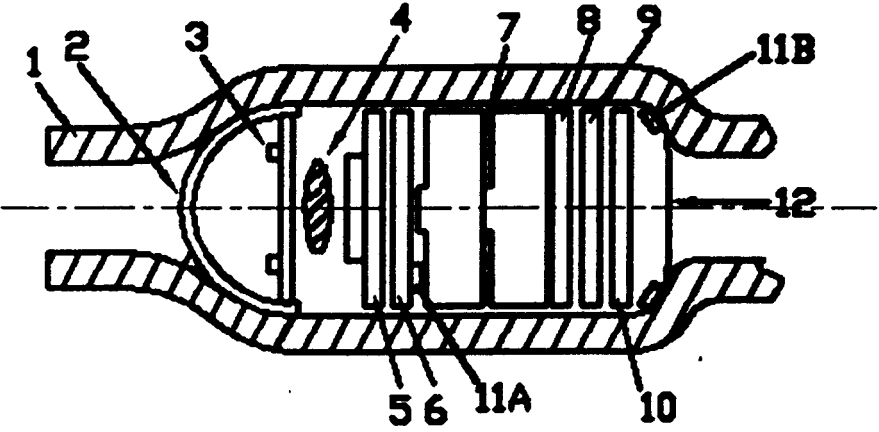


图 1

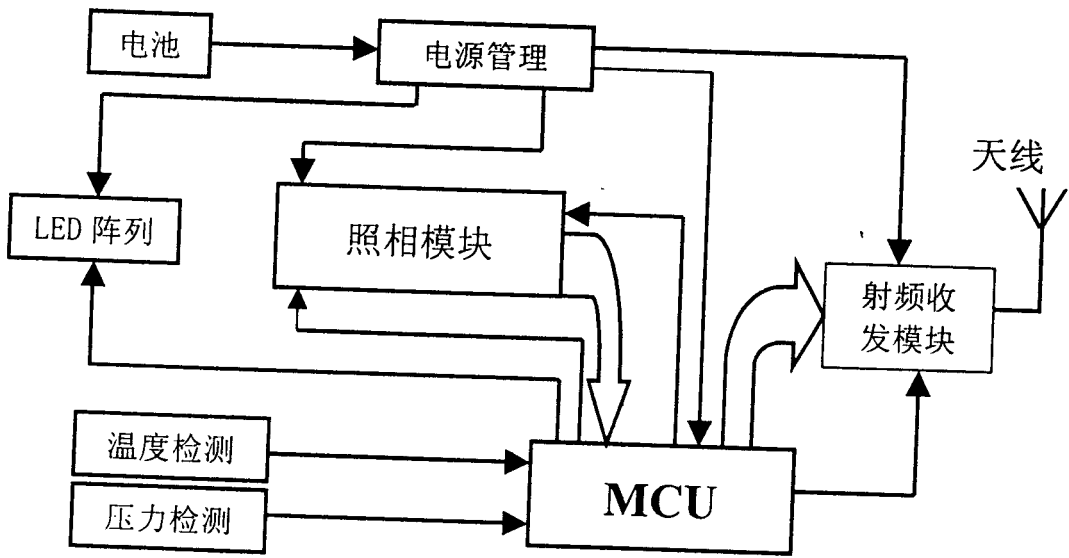


图 2

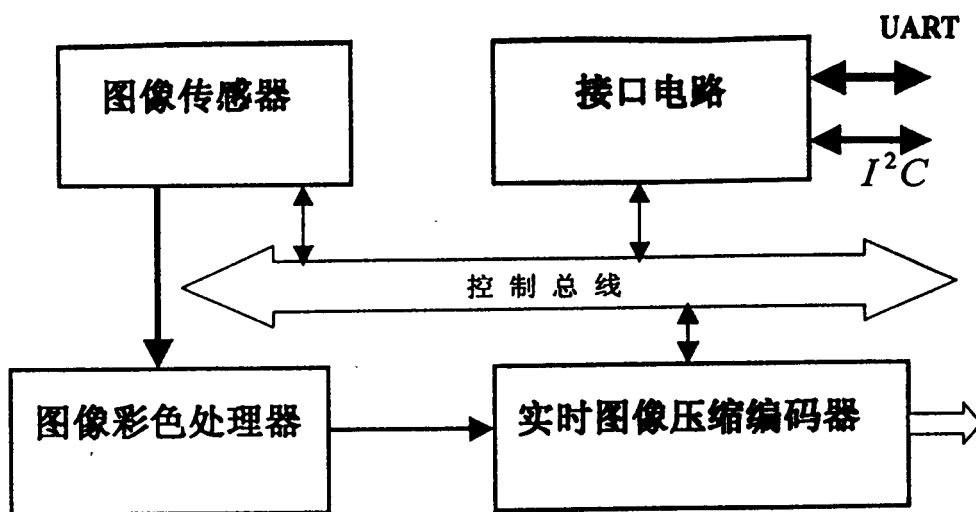


图 3

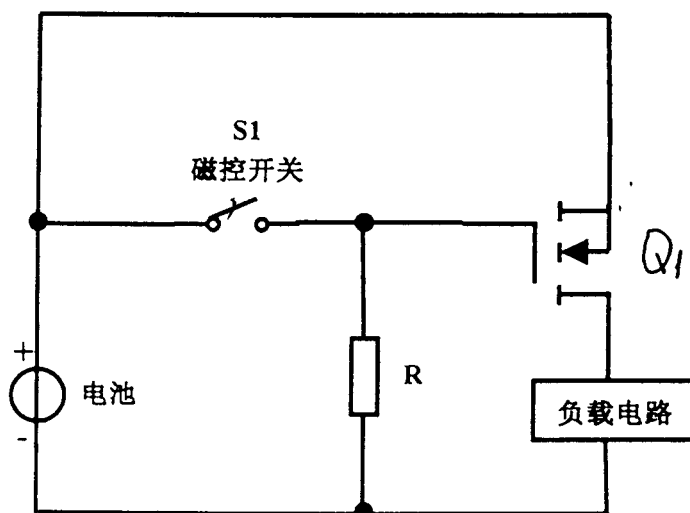


图 4

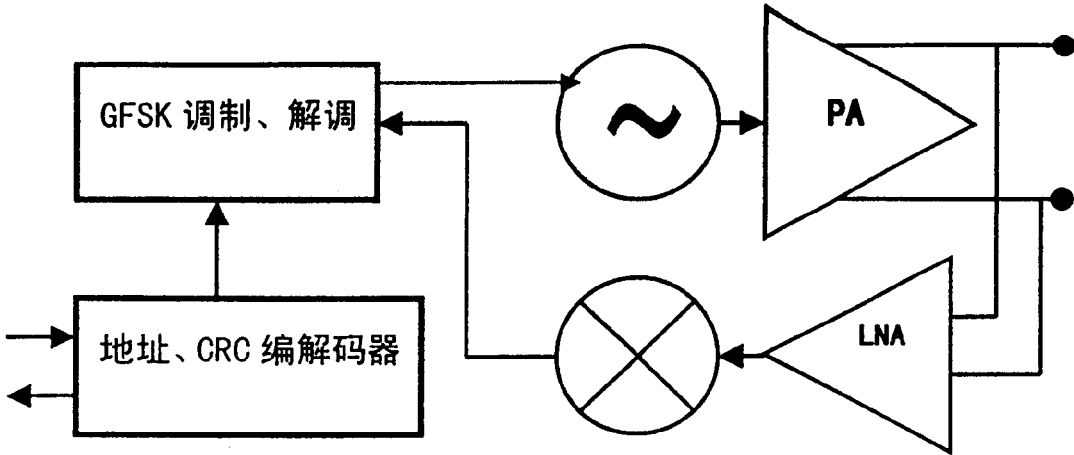


图5

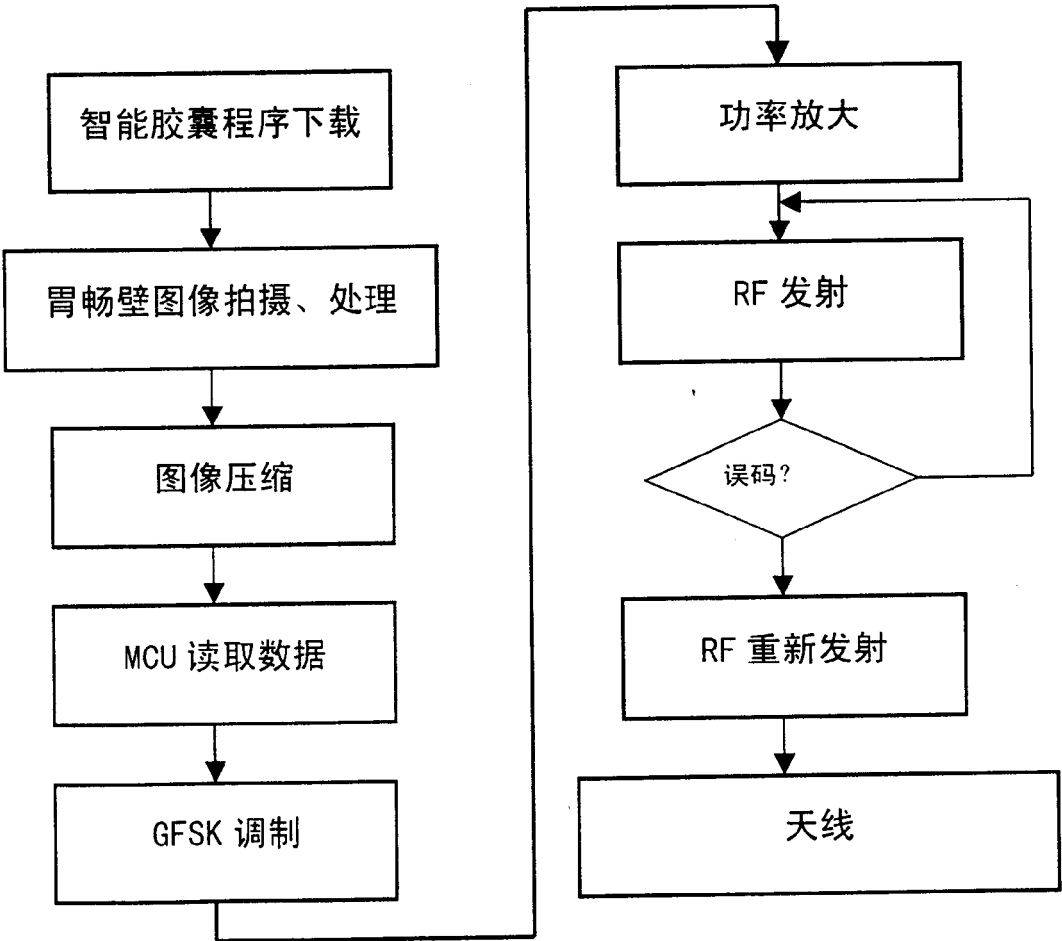
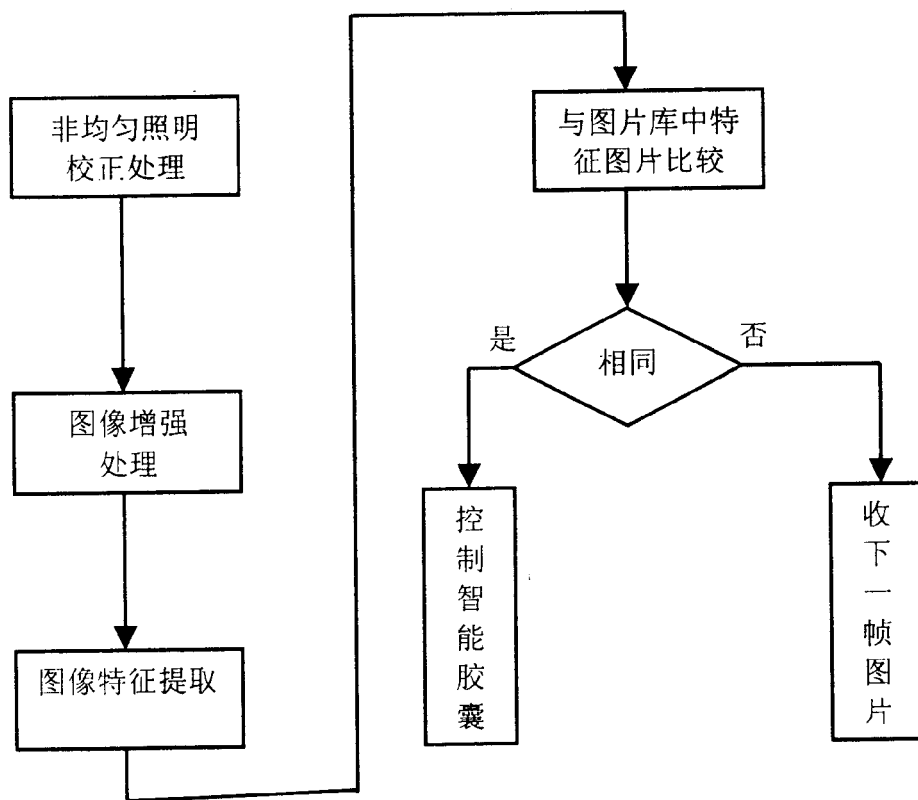
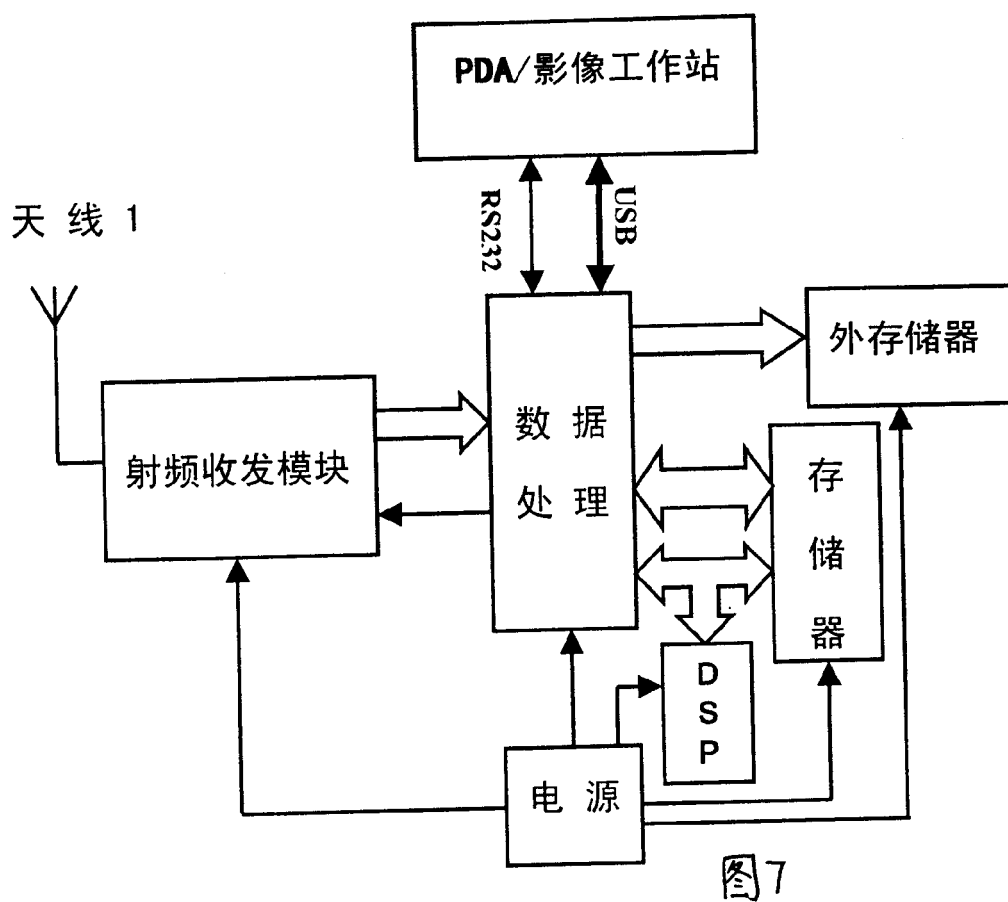


图6



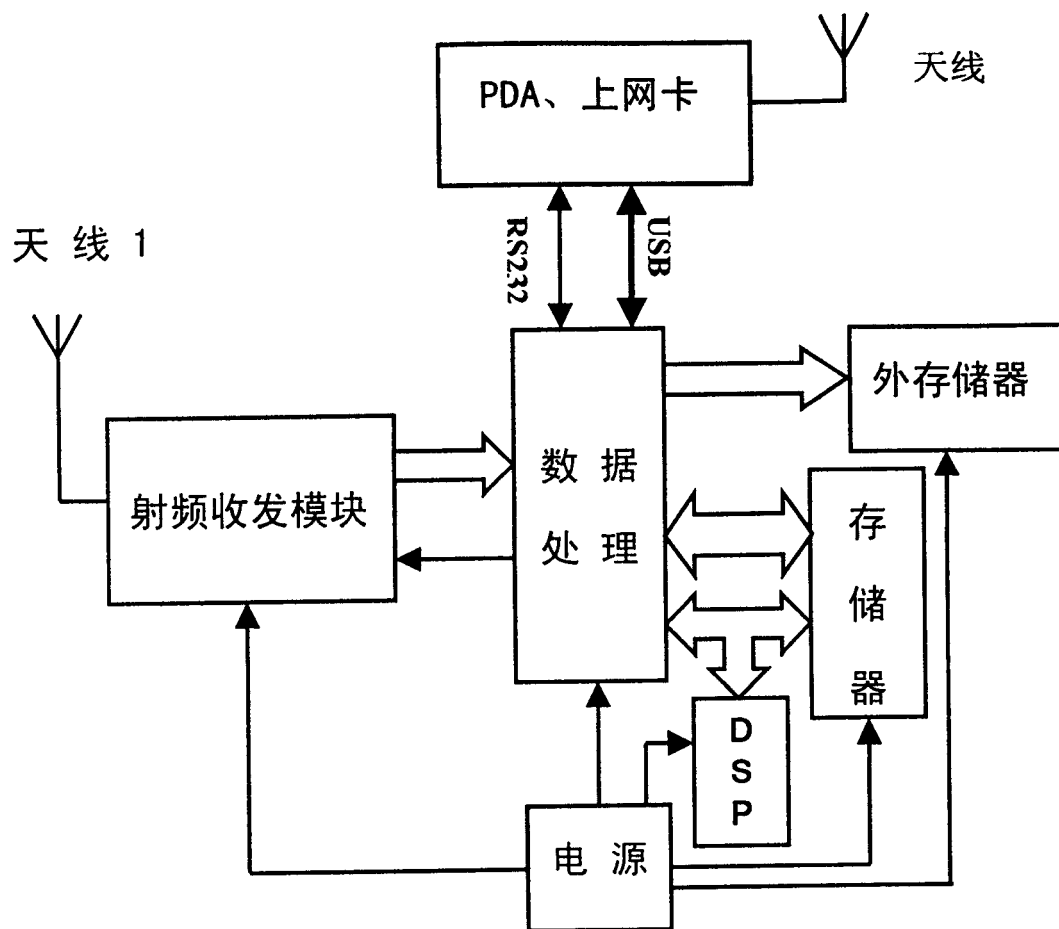


图9

专利名称(译)	双工多通道智能胶囊消化道内窥镜的控制方法		
公开(公告)号	CN1709196A	公开(公告)日	2005-12-21
申请号	CN200510020381.0	申请日	2005-02-08
申请(专利权)人(译)	重庆金山科技(集团)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆金山科技(集团)有限公司		
[标]发明人	王金山 李向东		
发明人	王金山 李向东		
IPC分类号	A61B1/00		
代理人(译)	刘小红		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及的双工多通道智能胶囊消化道内窥镜的控制方法，用于对智能胶囊消化道内窥镜系统进行控制，方法包括在图像记录 and 智能胶囊控制仪上建立特征部位和病变的图片库；建立它们与消化道生理解剖特征部位对应的图像压缩方式、图像分辨率、智能胶囊消化道内窥镜的采样频率的关系；采用无线双工多通道的通信方式；对智能胶囊消化道内窥镜进行工作状态的控制包括：工作和休眠的状态选择控制、对照明亮度的控制、对照相模块进行采样频率选择、及其图像分辨率的选择、成像质量控制、图像压缩方式的选择；由图像记录和智能胶囊控制仪对图像进行处理及识别。方法通过体外对智能胶囊消化道内窥镜的工作状态的智能控制，实现对整个消化道系统的智能检查。

