

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610024421.3

[43] 公开日 2006 年 9 月 27 日

[11] 公开号 CN 1836624A

[22] 申请日 2006.3.7

[21] 申请号 200610024421.3

[71] 申请人 上海大学

地址 200444 上海市宝山区上大路 99 号

共同申请人 上海华富数控设备有限公司

[72] 发明人 张震 杨坚辅 钱晋武 沈林勇
章亚男

[74] 专利代理机构 上海上大专利事务所
代理人 何文欣

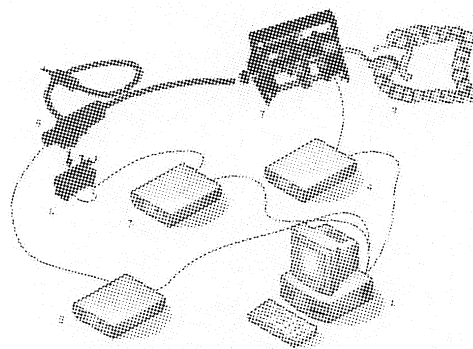
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 4 页

[54] 发明名称

智能内窥镜视觉导航系统及方法

[57] 摘要

本发明涉及一种智能内窥镜视觉导航系统及方法。本发明的系统包括一台内窥镜、一台镜头偏摆机构和一台自动介入机构，有一台个人计算机分别经一台采集图像控制器、一台镜头偏摆控制器和一台自动介入控制器连接所述的内窥镜、镜头偏摆机构和自动介入机构，将采集的图像信号经处理后显示，并控制镜头偏摆和自动介入，还将调整后的肠道图像显示出来。本发明提供的系统组成简单，自动手动多功能切换，便于使用；其操作方法，速度快，精度高，能满足实时性需要。



1. 一种智能内窥镜视觉导航系统,包括一台内窥镜(6)、一台镜头偏摆机构(5)和一台自动介入机构(7),其特征在于有一台个人计算机(1)分别经一台采集图像控制器(2)、一台镜头偏摆控制器(3)和一台自动介入控制器(4)连接所述的内窥镜(6)、镜头偏摆机构(5)和自动介入机构(7);所述的内窥镜(6)的软管经自动介入机构(7)夹持自动推进而其末端的镜头进入人体肠道(8);所述的采集控制器(2)调节由内窥镜(6)目镜采集的肠道内部图像的质量,并把图像传递到计算机(1);所述的镜头偏摆控制器(3)接收个人计算机(1)传递过来的信号,发送控制指令到镜头偏摆机构(5)去控制避障偏摆;并检测镜头偏摆机构(5)的状态,反馈给个人计算机(1);所述的自动介入控制器(4)接收个人计算机(1)传递来的信号,发送控制指令到自动介入机构(7)推进内窥镜软管,并检测自动介入机构(7)的状态,反馈给个人计算机(1);所述的个人计算机将采集图像控制器(2)来的采集图像信号经处理后显示、并向镜头偏摆控制器(3)和自动介入控制器(4)发送指令,同时接收镜头偏摆控制器(3)和自动介入控制器(4)传回的反馈信息,将调整后的肠道图像显示出来。
2. 一种智能内窥镜视觉导航方法,采用权利要求1所述的智能内窥镜视觉导航系统进行导航操作,其特征在于其导航操作包在下步骤:
 - a) 设置采集图像参数:在操作开始前,首先要设置图像采集参数,使用个人计算机(1)内装的软件设置采集图像的区域;
 - b) 初始化设备:自动介入控制器(4)和镜头偏摆控制器(3)在开机后进行自检,初始化;
 - c) 采集图像信号:内窥镜图像通过安装在内窥镜(6)目镜处的 CCD 传到采集图像控制器(2),并传递到个人计算机(1)内;
 - d) 计算机内窥镜头部偏摆方向:安装在个人计算机(1)的软件采用暗区提取方法,提取图像中肠道的方向,并根据内窥镜头部偏摆角度公式求出内窥镜头部偏摆的方向;
 - e) 控制内窥镜的头部偏摆:个人计算机(1)把计算出的内窥镜头部偏摆的方向传递到镜头偏摆控制器(3),由其控制镜头偏摆机构(5)进行内窥镜(6)头部的偏摆;
 - f) 实现内窥镜的自动送进:个人计算机(1)在调整内窥镜头部偏摆的同时,发信

号至自动介入控制器(4)，自动介入控制器(4)控制自动介入机构(7)，执行内窥镜(6)的末端带镜头的软管送进命令；

g) 显示内窥镜的状态：个人计算机(1)把采集的内窥镜图像和各个控制器的状态显示在屏幕上。

3. 根据权利要求 2 所述的智能内窥镜视觉导航方法，其特征在于：所述的步骤(4)中所述的暗区提取方法为一种基于最大类间方差法的自适应阈值图像分割加速算法。

4. 根据权利要求 3 所述的智能内窥镜视觉导航方法，其特征在于：步骤(4)中所述的内窥镜头部偏摆角度 θ 的公式为：

$$\theta = \arctan(r_q \times l_c \times \frac{A_b}{A_c})$$

其中 A_b 为暗区的面积， A_c 为面积常数， l_c 为距离常数， r_q 为暗区中心偏心距离。

智能内窥镜视觉导航系统及方法

技术领域

本发明涉及一种内窥镜导航系统和方法,尤其涉及一种基于计算机视觉的智能内窥镜视觉导航系统和方法。

背景技术

微创及无创外科技术是当代临床医学最主要的发展趋势之一,它可大大提高手术质量,减轻病人痛苦,缩短康复时间,成为国际上的一个研究热点。传统的内窥镜诊疗术是微创外科的重要手段,其典型器材是内窥镜纤维镜和导管等,它们对病灶的诊断和治疗有极其重要的作用。

在传统的场道内窥镜检查中,医生注视着一个监视器,其上显示着由场道内窥镜头部传来的实时图像。当医生把肠道内窥镜推入肠道时,他会通过转动肠道内窥镜的末端来调整角度使内窥镜的头部对准肠道。只有内窥镜的头部正对腔道时,内窥镜才能顺利地进入肠道。如果内窥镜头部没有对准腔道,就会被医生推到肠道的内壁上。由于医生调整内窥镜会增加内窥镜在患者身体的时间以及患者的疼痛。所以人们试图借助工具来使肠道内窥镜更顺利的介入。计算机视觉就是其中一种重要的方法。

目前基于计算机视觉的内窥镜导航是智能内窥镜发展的热点。英国的 Duncan Gillies 在 Olympus 公司的资助下最早进行内窥镜视觉导航的研究,在 Gillies 的研究中,他采用四叉搜索的方法,为了弥补导航的精度,他使用纹理分析和三维重建的方法辅助,这样造成运算量巨大,在 Gillies 的论文中,使用的是小型计算机进行计算处理;新加坡南洋理工大学在进行全自动内窥镜自主机器人的研究中使用了视觉导航的方法,采用蠕动式机器人作为内窥镜本体,视觉导航方法是采用简单阈值分割求暗区的方法,为了弥补精度,他们对内窥镜进行改造,在内窥镜本体上安装力觉传感器辅助视觉导航;日本东京大学在肠道内窥镜图像重建方面进行了视觉导航理论的研究,在论文中使用 matlab 进行仿真。虽然国内外已经对内窥镜视觉导航进行了大量的研究,但是在视觉导航的精度和速度上还存在很大的不足。

值得在此提出的是上海大学于2003年4月22日申请并已获授权的实用新型专利 ZL03230587.7《软管推进机构》及于2003年7月8日申请并获授权的实用新型专利 ZL03255385.4《内窥镜自动避障装置》,分别披露了内窥镜软管自动介入机构,以及

由内窥镜本体与一个镜头偏摆执行机构相插配而控制软管末端镜头偏摆的自动避障装置，为内窥镜视觉导航提供了有效的系统组成部件。

发明内容

本发明的目的，在于提供一种智能内窥镜视觉导航系统和方法，利用自适应阈值图像分割加速算法提高视觉导航的精度和速度。

为了达到上述发明目的，本发明采用下述技术方案：

一种智能内窥镜视觉导航系统，包括一台内窥镜、一台镜头偏摆机构和一台自动介入机构，其特征在于有一台个人计算机分别经一台采集图像控制器、一台镜头偏摆控制器和一台自动介入控制器连接所述的内窥镜、镜头偏摆机构和自动介入机构；所述的内窥镜的软管经自动介入机构夹持自动推进而其末端的镜头进入人体肠道；所述的采集控制器调节由内窥镜目镜采集的肠道内部图像的质量，并把图像传递到计算机；所述的镜头偏摆控制器接收个人计算机传递过来的信号，发送控制指令到镜头偏摆机构去控制避障偏摆；并检测镜头偏摆机构的状态，反馈给个人计算机；所述的自动介入控制器接收个人计算机传递来的信号，发送控制指令到自动介入机构推进内窥镜软管，并检测自动介入机构的状态，反馈给个人计算机；所述的个人计算机将采集图像控制器来的采集图像信号经处理后显示、并向镜头偏摆控制器和自动介入控制器发送指令，同时接收镜头偏摆控制器和自动介入控制器传回的反馈信息，将调整后的肠道图像显示出来。

一种智能内窥镜视觉导航方法，采用上述的智能内窥镜视觉导航系统进行导航操作，其特征在于其导航操作包在下步骤：

- (1) 设置采集图像参数：在操作开始前，首先要设置图像采集参数，使用个人计算机内装的软件设置采集图像的区域；
- (2) 初始化设备：自动介入控制器和镜头偏摆控制器在开机后进行自检，初始化；
- (3) 采集图像信号：内窥镜图像通过安装在内窥镜目镜处的 CCD 传到采集图像控制器，并传递到个人计算机内；
- (4) 计算机内窥镜头部偏摆方向：安装在个人计算机的软件采用暗区提取方法，提取图像中肠道的方向，并根据内窥镜头部偏摆角度公式求出内窥镜头部偏摆的方向；
- (5) 控制内窥镜的头部偏摆：个人计算机把计算出的内窥镜头部偏摆的方向传递到镜头偏摆控制器，由其控制镜头偏摆机构进行内窥镜头部的偏摆；

(6) 实现内窥镜的自动送进：个人计算机在调整内窥镜头部偏摆的同时，发信号至自动介入控制器，自动介入控制器控制自动介入机构，执行内窥镜的末端带镜头的软管送进命令；

(7) 显示内窥镜的状态：个人计算机把采集的内窥镜图像和各个控制器的状态显示在屏幕上。

在上述的步骤中，所述的暗区提取方法为一种基于最大类间方差法的自适应阈值图像分割加速算法。

在上述的步骤中，所述的内窥镜头部偏摆角度 θ 的公式为：

$$\theta = \arctan(r_q \times l_c \times \frac{A_b}{A_c})$$

其中 A_b 为暗区的面积， A_c 为面积常数， l_c 为距离常数， r_q 为暗区中心偏心距离。

本发明由于采用了以上技术，使其与现有技术相比，具有以下明显的优点和特点：

1. 本发明不需要对内窥镜镜体进行改造，所有设备均为外置，整个系统组成简单，自动手动多功能切换，便于使用。

2. 本发明使用的视觉导航算法为一种基于最大类间方差法的自适应阈值图像分割加速算法，该方法速度快，精度高，能满足实时性需要，并且该方法还可以用于移动机器人、管道机器人等的导航。

附图说明

图 1 是本发明一个实施例的系统结构示意图。

图 2 是本发明所使用的自适应阈值图像分割加速算法的算法流程图。

图 3 是图 1 示例中镜头偏摆机构的结构示意图。

图 4 是图 1 示例中自动介入机构的结构示意图。

图 5 是本发明的实物照片。

图 6 是本发明在动物肠道模型中的系统状态显示图。

图 7 是图 1 示例中镜头偏摆控制器的电路图。

图 8 是图 1 示例中自动介入控制器的电路图。

具体实施方式

本发明的一个优选实例结合附图说明如下：

请参见图 1，本内窥镜视觉导航系统，包括一台采集图像控制器 2、一台个人计

算机 1、一台自动介入机构 7、一个内窥镜 6 和一个镜头偏摆机构 5。采集图像控制器 2 从内窥镜 6 头部的 CCD 采集肠道内部图像，把图像传递到个人计算机 1 内；个人计算机 1 内装有视觉导航算法和显示内窥镜状态的软件，该软件采用暗区提取方法，提取图像中肠道的方向，并根据公式求出内窥镜头部偏摆的方向；个人计算机 1 把计算出的内窥镜头部偏摆的方向传递到镜头偏摆控制器 3，由控制器控制镜头偏摆机构进行内窥镜头部的偏摆；个人计算机 1 在调整内窥镜头部偏摆的同时，发信号至自动介入控制器 4，自动介入控制器 4 控制自动介入机构 7，执行内窥镜镜头的送进命令；个人计算机 1 把采集的内窥镜图像和各个控制器的状态通过软件显示在屏幕上。

本实施例中的内窥镜 6 和镜头偏摆机构 5 采用中国实用新型专利 ZL03230587.7 中的内窥镜本体和镜头偏摆机构（如图 3 所示）。而采用如图 7 所示电路图的镜头偏摆控制器 3。

本实施例中的自动介入机构 7 采用中国实用新型专利 ZL03255385.4 中的内窥镜软管自动介入机构（如图 4 所示）。而采用如图 8 所示电路图的自动介入控制器 4。

本实施例的智能内窥镜视觉导航方法，采用上述的智能内窥镜视觉导航系统操作，其步骤如下：

- (1) 设置采集图像参数：在操作开始前，首先要设置图像采集参数，使用个人计算机 1 内装的软件设置采集图像的区域；
- (2) 初始化设备：自动介入控制器 4 和镜头偏摆控制器 3 在开机后进行自检，初始化；
- (3) 采集图像信号：内窥镜图像通过安装在内窥镜 6 头部的 CCD 传到采集图像控制器 2，并传递到个人计算机 1 内；
- (4) 计算机内窥镜头部偏摆方向：安装在个人计算机 1 的软件采用暗区提取方法，提取图像中肠道的方向，并根据内窥镜头部偏摆角度公式求出内窥镜头部偏摆的方向；
- (5) 控制内窥镜的头部偏摆：个人计算机 1 把计算出的内窥镜头部偏摆的方向传递到镜头偏摆控制器 3，由镜头偏摆控制器 3 控制镜头偏摆机构 5 进行内窥镜头部的偏摆；
- (6) 实现内窥镜的自动送进：个人计算机(1)在调整内窥镜头部偏摆的同时，发信号至自动介入控制器 4，自动介入控制器 4 控制自动介入机构 7，执行内窥镜

镜头的送进命令；

- (7) 显示内窥镜的状态：个人计算机 1 把采集的内窥镜图像和各个控制器的状态显示在屏幕上。

本实施例中的计算机采用的暗区提取方法为一种基于最大类间方差法的自适应阈值图像分割加速算法。

设一幅图像的灰度值为 $1 \sim m$ 级，灰度值 i 的像素数为 n_i ，此时我们得到的总像素数：

$$N = \sum_{i=1}^m n_i$$

各灰度值的概率为：

$$p_i = \frac{n_i}{N}$$

然后用 k 将其分成两组 $C_0 = \{1 \sim K\}$ 和 $C_1 = \{k+1 \sim m\}$ ，各组产生的概率如下：

$$C_0 \text{ 产生的概率: } \omega_0 = \sum_{i=1}^k p_i = \omega(k)$$

$$C_1 \text{ 产生的概率: } \omega_1 = \sum_{i=k+1}^m p_i = 1 - \omega(k)$$

$$C_0 \text{ 的平均值: } \mu_0 = \sum_{i=1}^k \frac{ip_i}{\omega_0} = \frac{\mu(k)}{\omega(k)}$$

$$C_1 \text{ 的平均值: } \mu_1 = \sum_{i=k+1}^m \frac{ip_i}{\omega_1} = \frac{\mu - \mu(k)}{1 - \omega(k)}$$

其中， $\mu = \sum_{i=1}^m ip_i$ 是整体图像的灰度平均值； $\mu(k) = \sum_{i=1}^k ip_i$ 是阈值为 k 时的灰度平均值，

所以全部采样的灰度平均值为：

$$\bar{\omega} = \omega_0 \mu_0 + \omega_1 \mu_1$$

两组间的方差用下式求出：

$$\sigma^2(k) = \omega_0 (\mu_0 - \mu)^2 + \omega_1 (\mu_1 - \mu)^2 = \omega_0 \omega_1 (\mu_1 - \mu_0)^2 = \frac{[\mu \omega(k) - \mu(k)]^2}{\omega(k)[1 - \omega(k)]}$$

于是得：

$$k^* = \arg \max_k \sigma^2(k)$$

k^* 值为所求的阈值

根据内窥镜图像, 我们可以看到理想的内窥镜图像是由从近到远的肠壁肌肉和内圈的暗区组成的, 这样的内窥镜图像的灰度直方图是明显的双峰图。其中低数值峰为暗区峰, 两峰之间的低谷就是我们所求的阈值 k 。但是由于内窥镜的头部未能一直对准腔道, 所以有时内窥镜图像的直方图双峰不是很明显。我们根据内窥镜图像的特点来对自适应分割算法进行加速。

(1) 采集的内窥镜图像是内窥镜在介入过程中运动图像序列中的一帧, t 时刻采集的内窥镜图像可以用 $f(t)$ 来表示, t 时刻内窥镜图像分割的阈值表示为 k_t , 由于采集卡采集速度快, 因此我们可以利用上下帧的连贯性来加速分割算法: 对于 t_1 时刻的内窥镜图像 $f(t_1)$, 如果它的前帧 t_0 时刻应用分割算法求得的暗区中心点 C , 在 t_1 时刻的灰度值仍处于经 k_0 分割 $f(t_1)$ 出的区域中, 并且此时用 k_0 分割 $f(t_1)$ 得到的方差 $\sigma^2(k_0)$ 和 k_0 分割 $f(t_0)$ 得到的最大方差 $\sigma^2(k_0)$ 相差小于 ε , 即:

$$\begin{cases} H(C_{t_1}) > k_{t_0} \\ |\sigma_{f(t_0)}^2(k_{t_0}) - \sigma_{f(t_1)}^2(k_{t_0})| < \varepsilon \end{cases}$$

这时可以认为 C 仍在暗区之内, 采用四叉邻域搜索算法可以将暗区准确的搜索出来。

(2) 缩小阈值范围进行加速, 根据内窥镜图像, 可以为暗区和非暗区设定一个阈值粗略的范围 δ , 在进行最大类间方差分割算法的时候, 设置 k 在 δ 之间, 可以加速分割算法的速度。

算法流程图如图 2 所示。具体流程如下:

- 1) 采集内窥镜图像;
- 2) 图像预处理;
- 3) 设置阈值范围 δ ;
- 4) 最大类间方差法求阈值 k ;
- 5) 判断是否和前一帧 k_0 相差超过 ε , 如果小于就跳到(7);
- 6) 阈值法分割图像;
- 7) 四叉邻域搜索算法求暗区;

根据自适应阈值图像分割法把内窥镜图像分割后, 得到暗区的像素集合, 然后通过质心公式,

$$x_q = \frac{1}{x_2 - x_1} \sum_{i=x_1}^{x_2} x_i, \quad y_q = \frac{1}{y_2 - y_1} \sum_{i=y_1}^{y_2} y_i$$

对于内窥镜暗区的三维位置,仅靠暗区中心位置还不能得出其三维位置,我们分析内窥镜介入肠道的三维模型,可以得出:当肠道的腔道笔直或弯曲比较平缓的时候,暗区的面积变化较小;当肠道的腔道弯曲比较大的时候,暗区的面积随着内窥镜头部距离近而变大。根据以上结论,我们总结出以下偏摆角度 θ 计算公式:

$$\theta = \arctan(r_q \times l_c \times \frac{A_b}{A_c})$$

其中 A_b 为暗区的面积, A_c 为面积常数, l_c 为距离常数, r_q 为暗区中心偏心距离。

系统实物图如图5所示。

图6所示的肠道模型中视觉导航结果,白色十字架的中心为暗区中心。

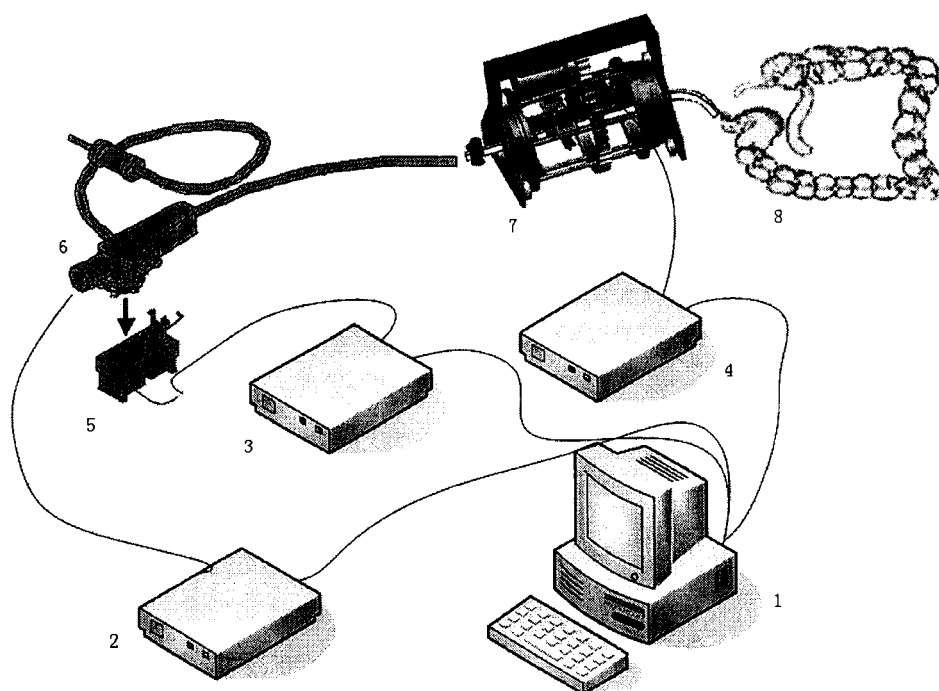


图 1

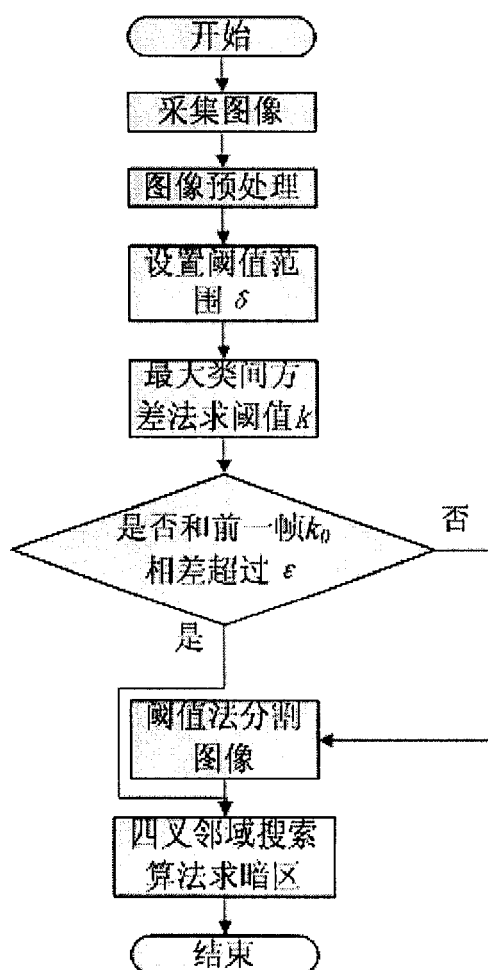


图 2

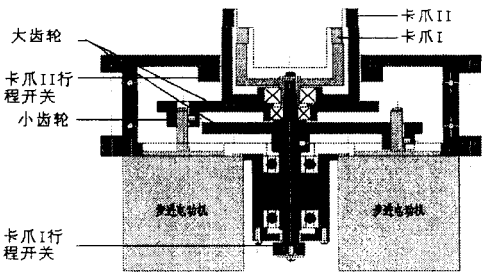


图 3

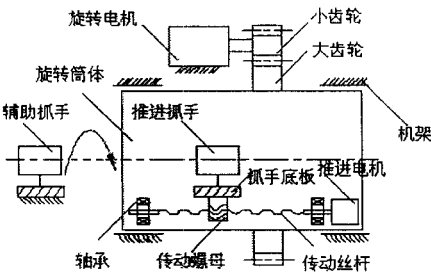


图 4

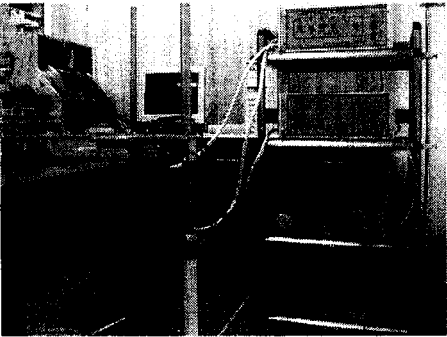


图 5

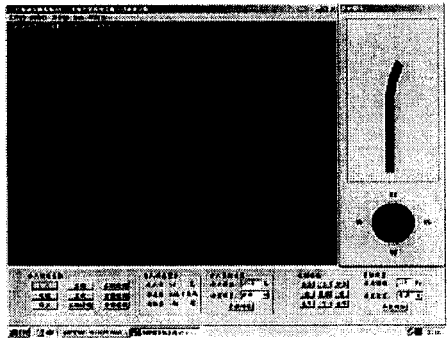


图 6

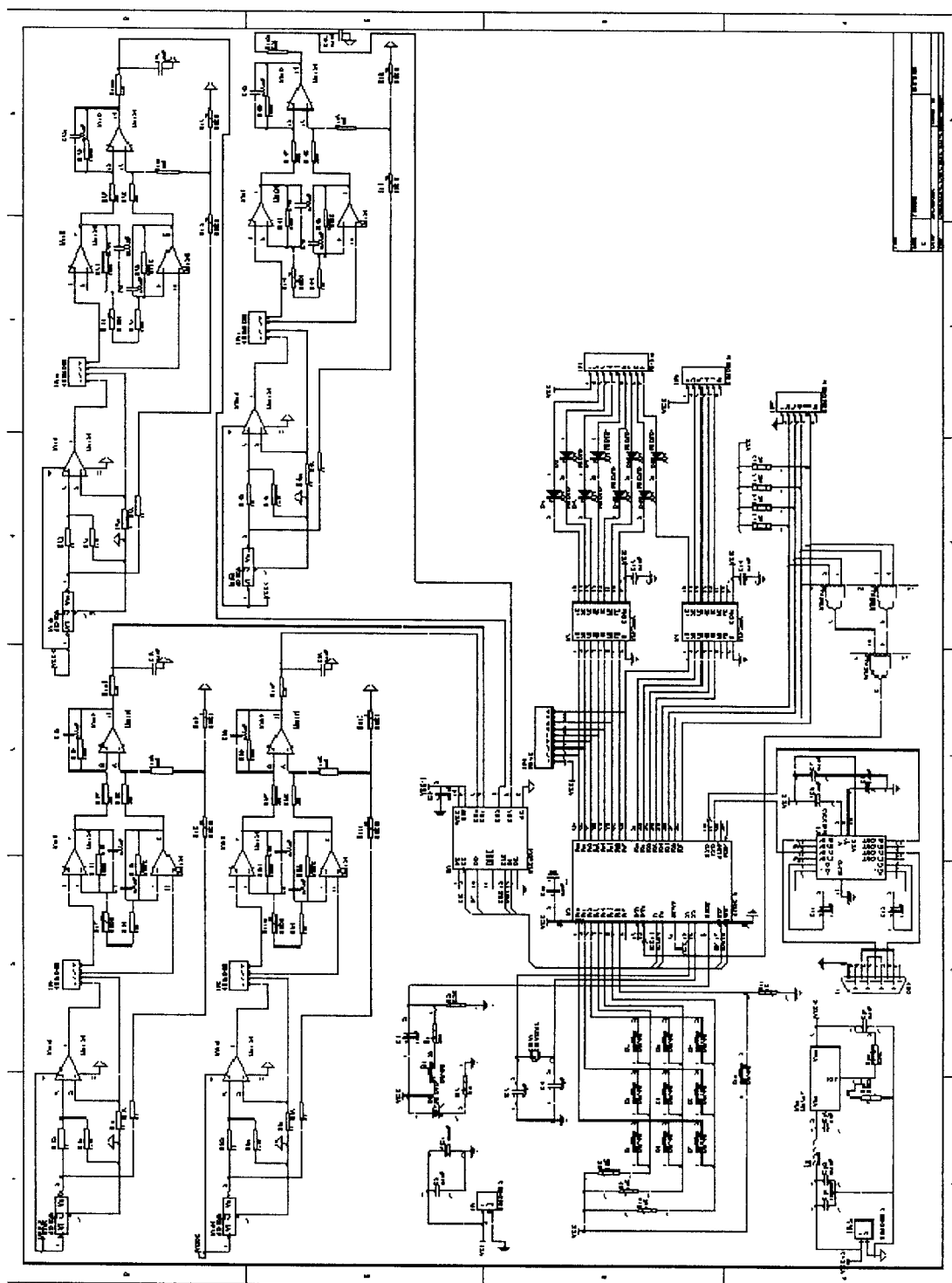


图 7

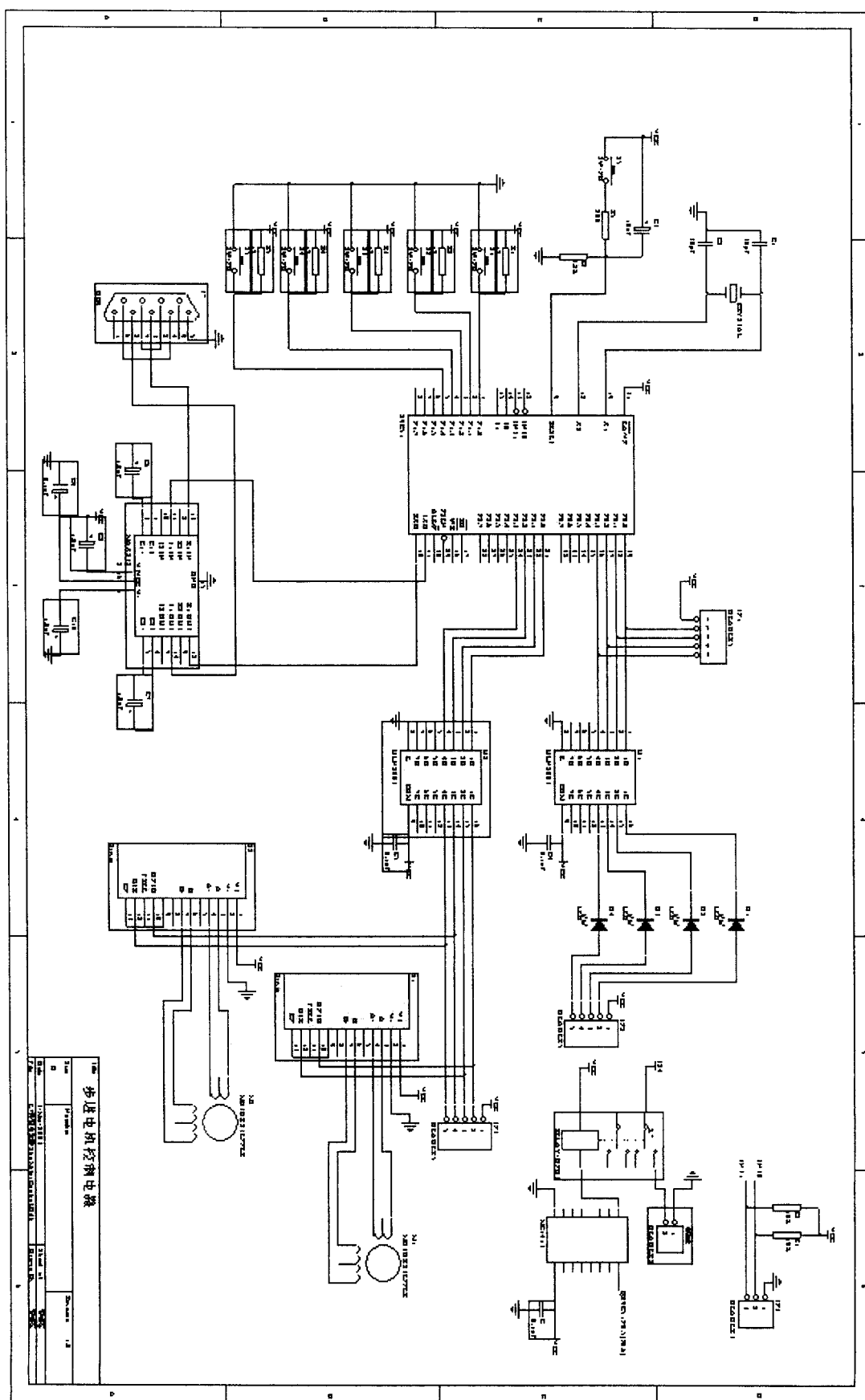


图 8

专利名称(译)	智能内窥镜视觉导航系统及方法		
公开(公告)号	CN1836624A	公开(公告)日	2006-09-27
申请号	CN200610024421.3	申请日	2006-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	上海大学		
申请(专利权)人(译)	上海大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海大学		
[标]发明人	张震 杨坚辅 钱晋武 沈林勇 章亚男		
发明人	张震 杨坚辅 钱晋武 沈林勇 章亚男		
IPC分类号	A61B1/00 A61B19/00 A61B34/20		
代理人(译)	何文欣		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种智能内窥镜视觉导航系统及方法。本发明的系统包括一台内窥镜、一台镜头偏摆机构和一台自动介入机构，有一台个人计算机分别经一台采集图像控制器、一台镜头偏摆控制器和一台自动介入控制器连接所述的内窥镜、镜头偏摆机构和自动介入机构，将采集的图像信号经处理后显示，并控制镜头偏摆和自动介入，还将调整后的肠道图像显示出来。本发明提供的系统组成简单，自动手动多功能切换，便于使用；其操作方法，速度快，精度高，能满足实时性需要。

