



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102846301 B

(45) 授权公告日 2014. 07. 02

(21) 申请号 201210057074. X

(22) 申请日 2012. 03. 06

(66) 本国优先权数据

201110191033. 5 2011. 07. 08 CN

(73) 专利权人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路 800 号

(72) 发明人 张秀彬 张弓 张艺博 王胜永
朱磊

(74) 专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限公司 31236

代理人 郭国中

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

审查员 宋文晓

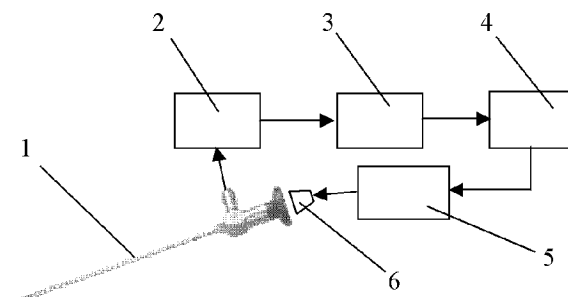
权利要求书2页 说明书7页 附图1页

(54) 发明名称

内窥镜照度的智能调节装置

(57) 摘要

本发明公开一种内窥镜照度的智能调节装置,包括医用内窥镜、图像采集卡、信号处理器、控制器、开关电源模块和冷光源;冷光源发出的光送入医用内窥镜,医用内窥镜将光信号转变成图像信号,并通过其图像输出接口将图像信号经图像采集卡传送给信号处理器;信号处理器接收图像采集卡传送的图像信号并进行处理,通过建立经典彩色图像及其色彩特征数据库,对实时采集的图像进行偏色校正、图像亮度校正,并将冷光源照度输出控制指令传送给控制器;控制器根据接收到的信号处理器控制指令,改变开关控制信号输出相位,使得开关电源模块输出的直流电压产生相应的变化,进而改变了冷光源的工作电压,冷光源输出照度获得优化调节。



1. 一种内窥镜照度的智能调节装置,其特征在于,包括:医用内窥镜、图像采集卡、信号处理器、控制器、开关电源模块和冷光源;医用内窥镜的图像输出接口与图像采集卡的输入接口连接,图像采集卡的输出接口与信号处理器的输入接口连接,信号处理器的输出接口与控制器的输入接口连接,控制器的输出接口与开关电源模块的控制信号输入接口连接,开关电源模块的电源输入接口与直流电输出接口连接,开关电源模块的输出接口与冷光源的输入接口连接;冷光源发出的光照度射入医用内窥镜,医用内窥镜将光信号转变成图像信号,并通过其图像输出接口将图像信号经图像采集卡传送给信号处理器;信号处理器接收图像采集卡传送的图像信号并进行处理,通过建立经典彩色图像及其色彩特征数据库,对实时采集的图像进行偏色校正、图像亮度校正,并将冷光源照度输出控制指令传送给控制器;控制器根据接收到的信号处理器控制指令,改变开关控制信号输出相位,使得开关电源模块输出的直流电压产生相应的变化,进而改变了冷光源的工作电压,因此冷光源输出照度获得优化调节;

所述信号处理器包括:输入接口、信号处理模块、数据库模块和输出接口;其中:输入接口输入端口接收来自图像采集卡输出的数字图像信号,输入接口输出端口与信号处理模块的输入端口连接;信号处理模块的输出端口与输出接口的输入端口连接;数据库模块作为信号处理器的内存模块通过数据总线与信号处理模块进行数据交互;输出接口的输出端口与控制器的输入接口连接;

所述信号处理模块对接收到的图像信号进行处理,首先分别获取 RGB 实时彩色图像的 R、G、B 三基色像素值及其均值,然后对实时采集的图像进行偏色校正,再选取偏色校正后的三基色像素值中的最大与最小值,进行图像亮度校正,接着求取图像亮度校正后的图像像素均值及其综合均值,通过比较图像亮度校正后的图像像素综合均值与数据库中经典图像像素综合均值的大小,将调节冷光源照度的控制指令输出给控制器。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜照度的智能调节装置,其特征是,所述数据库模块,其结构由区构成,每个区存储人体器官内部经典彩色图像及其色彩特征数据;所述人体器官内部经典彩色图像,即由内窥镜图像传感器获取的色彩与清晰度俱佳的人体器官内部彩色图像;

所述色彩特征,包括:RGB 彩色空间三基色 R (红)、G (绿)、B (蓝) 的像素值 $R_0(u, v)$ 、 $G_0(u, v)$ 、 $B_0(u, v)$ 及其匹配比例系数、均值 $\bar{R}_0(u, v)$ 、 $\bar{G}_0(u, v)$ 、 $\bar{B}_0(u, v)$ 和三均值之间的最大与最小值。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜照度的智能调节装置,其特征是,所述医用内窥镜由头端部、弯曲部、主软管、操作部、微型 CCD、图像输出接口、导光插头构成;其中头端部包括微型凸透物镜、传像光纤始端、传光光纤末端,微型凸透物镜设置于头端部的前端,用于接收来自物体表面的反射光;弯曲部是头端部与主软管的中段机械连接部件,头端部的后端与弯曲部的前端连接,弯曲部的后端与主软管的前端连接,主软管中的传像光纤后端与微型 CCD 的输入端口连接;微型 CCD 即微型电荷耦合图像传感器,微型 CCD 的输出端口与图像输出接口连接;主软管中的传光光纤后端与导光插头光输出端口连接。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜照度的智能调节装置,其特征是,所述导光插头光输入端口将冷光源光束送入传光光纤,经传光光纤将冷光源光束传输到头端部照明被观察物

体或视场,被观察物体的反射光经过头端部得微型凸透物镜汇聚后,成像于传像光纤的端面上,经过传像光纤传出,再经过微型凸透目镜放大后,投射到 CCD 的靶面上通过光电转换,把光信号转变成图像像素序列电信号,通过图像输出接口将图像信号经图像采集卡传输到信号处理器。

5. 根据权利要求 3 所述的内窥镜照度的智能调节装置,其特征是,所述主软管除了包裹传像光纤和传光光纤之外,还包含一根调节内窥镜头端部窥视角度的微细钢丝,微细钢丝的前端与头端部的前端机械紧固,微细钢丝的后端与操作部的调节旋钮连接。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜照度的智能调节装置,其特征是,所述开关电源模块是由电力电子开关器件构成的输出电压可控的直-直开关电源电路。

内窥镜照度的智能调节装置

技术领域

[0001] 本发明涉及的是一种医疗器械自动控制技术领域的装置,具体是一种内窥镜照度的智能调节装置。

背景技术

[0002] 近年来,医用内窥镜系统在临床医学中得到广泛应用。医用内窥镜是一种可以将摄像头放入人体内的微型摄像系统,在自备光源照射下,通过光学系统将被观察目标成像在图像传感器的靶面上,由光信号转变为电信号,经放大、图像处理后再在显示器上显示清晰的放大图像。在内窥镜系统的协助下,医生能更好地发现人体内软硬组织上发生的病变,并能让患者直观地、全面地了解自己身体中存在的各种问题。这些图像还能通过相应的通信接口存储在患者的数据库中,与文字、图形、X射线片图像等信息共同组成新一代的电子病历,能很方便地调阅和用于会诊,学术报告等场合,是新医疗模式的一个重要特点。

[0003] 尽管内窥镜作为人体内器官诊疗的医疗器械在临床上已经日益显示出其重要的医学意义和作用,但是,根据内窥镜不同的制造工艺,其技术性能却存在着极大的差别。其中,借助冷光源通过导光束来提供合适的亮度以便达到诊断和治疗的效果是医生进行临床观察时竭力追求的技术境界,然而,也是当前内窥镜配套工艺技术尚未真正解决的技术难题。这是因为人体内器官生理条件极为复杂、多变,如:病人可能存在积水、积便、内压波动、内脏蠕动等,造成被观察病灶处于非常复杂的运动状态,被观察部位往往相对内窥镜的采像点处于不稳定状况,一旦冷光源亮度不足,远处病灶可能会模糊不清,反之,亮度过强又容易引起泛光反射与衍射等现象,同样会影响图像的清晰度。要在内器官复杂的生理环境条件下取得良好的观察效果,冷光源输出光照度的智能化自动调节技术成为一项至关内窥镜临床诊断准确性的关键技术。

[0004] 当前较为流行的方法是通过 CCD 内置的自动增益来实现成像清晰度的适度补偿,然而,此类方法并不具备调光功能,加上 CCD 自动增益调节范围小,增益调节模块已经集成于 CCD 内置的 DSP 模块上,无法进行修改或二次开发,这就极大程度地限制了临床使用的环境与条件,还必须要求病人的高度配合。显而易见,当前使用的内窥镜所配备的冷光源输出光照度不具备智能化调节功能严重制约了内窥镜的临床使用效果。本发明不但能够极大地提高现有内窥镜技术水平,而且能够有效实现内窥镜照度的智能化调节。

[0005] 经对现有技术文献的检索发现,专利“口腔显微内窥镜”(申请号:200810052271.6,尚未授权)介绍“一种口腔显微内窥镜,有电源,显微成像单元和照明单元,以及对应设置在显微成像单元的末端的图像传感器,分别与图像传感器的输出端相连的控制单元和监视器,电源分别连接图像传感器和照明单元。显微成像单元有接收待观测目标的第一组成像物镜和与图像传感器的输入端衔接,将所接收到的图像送到图像传感器的第二组成像物镜,设置在第一组成像物镜和第二组成像物镜之间的转向装置。照明单元有与电源相连的光纤冷光源,与光纤冷光源相连的耦合透镜,以及一端与耦合透镜相连,另一端用于照明待观测目标的照明光纤束。本发明可以随意观察牙齿的任意细节,也可以

进行不同尺寸细节的连续观察,具有发热低,连续工作,调节色温,改变光纤出光照度等特点。”但是,该专利所述的“改变光纤出光照度”是通过人工观察显微图像效果,再由人工调节“色温滤光片”来改变“光纤出光照度”。专利技术说明书中所述“控制单元”也仅仅是用于处理“采用反射镜时,因为经过奇数次反射,存在镜像问题”。因此,该项技术在“光纤出光照度”的调节存在较大的技术不足。

[0006] 又经对现有技术文献的检索发现,刘涛的“口腔微腔成像系统的设计与实现”(2008年,天津大学工学硕士学位论文)“针对牙科医生临床诊断的实际需要设计观察口腔内微小细节的口腔微腔成像系统,进行口腔内窥镜仪器的研制,主要包括口腔内窥镜仪器的总体设计方案的制定、口腔微腔成像光学系统设计、仪器照明系统设计、产品的机械设计以及样机产品的实验测试等部分”,其中,对照明系统的设计给出了较为详尽的方案,并口腔内窥镜系统的照明提供了光源及光纤的选择方法。但是,该论文始终未涉及内窥镜系统的光纤照度调节技术问题。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于针对上述现有技术中的不足,提供一种内窥镜照度的智能调节装置,能够通过信号处理器对接收到的图像信息进行智能判断来优化冷光源照度的输出强度。

[0008] 本发明是通过以下技术方案实现的,本发明包括:医用内窥镜、图像采集卡、信号处理器、控制器、开关电源模块、冷光源。医用内窥镜的图像输出接口与图像采集卡的输入接口连接,图像采集卡的输出接口与信号处理器的输入接口连接,信号处理器的输出接口与控制器的输入接口连接,控制器的输出接口与开关电源模块的控制信号输入接口连接,开关电源模块的电源输入接口与直流电输出接口连接,开关电源模块的输出接口与冷光源的输入接口连接。冷光源发出的光照度射入医用内窥镜,医用内窥镜将光信号转变成图像信号,并通过其图像输出接口将图像信号经图像采集卡传送给信号处理器;信号处理器接收图像采集卡传送的图像信号并进行处理,通过建立经典彩色图像及其色彩特征数据库,对实时采集的图像进行偏色校正、图像亮度校正,并将冷光源照度输出控制指令传送给控制器;控制器根据接收到的信号处理器控制指令,改变开关控制信号输出相位,使得开关电源模块输出的直流电压产生相应的变化,进而改变了冷光源的工作电压,因此冷光源输出照度获得优化调节。

[0009] 所述医用内窥镜,由头端部、弯曲部、主软管、操作部、微型 CCD、图像输出接口、导光插头构成机电一体化部件。头端部,包括:微型凸透物镜、传像光纤始端、传光光纤末端;微型凸透物镜设置于头端部的前端,用于接收来自物体表面的反射光;弯曲部是头端部与主软管的中段机械连接部件,头端部的后端与弯曲部的前端连接,弯曲部的后端与主软管的前端连接,主软管中的传像光纤后端与微型 CCD 的输入端口连接;微型 CCD 即微型电荷耦合图像传感器,制作时在其输入接口已经将微型凸透目镜与 CCD 芯片集成、固化在一起;微型 CCD 的输出端口与图像输出接口连接;主软管除了包裹传像光纤和传光光纤之外,还包含一根调节内窥镜头端部窥视角度的微细钢丝,微细钢丝的前端与头端部的前端机械紧固,微细钢丝的后端与操作部的调节旋钮连接,随着操作部调节旋钮的转动能够改变微细钢丝在主软管中的长短尺寸,进而改变弯曲部的曲率,因此能够达到头端部窥视角度的变

化；主软管中的传光光纤后端与导光插头光输出端口连接。从冷光源发出的光，由导光插头光输入端口将冷光源光束送入传光光纤，经传光光纤将冷光源光束传输到头端部照明被观察物体或视场。为使整个视场照度均匀，传光光纤照明范围应大于视场角，因此不仅要求传光光纤的直径尽量小，柔软性好，而且要求有较高的数值孔径，才能达到提高视场光照度的要求。被观察物体的反射光经过头端部得微型凸透透镜汇聚后，成像于传像光纤的端面上，经过传像光纤传出，再经过微型凸透目镜放大后，投射到 CCD 的靶面上通过光电转换，把光信号转变成图像像素序列电信号，通过图像输出接口将图像信号经图像采集卡传输到信号处理器。

[0010] 所述信号处理器，包括：输入接口、信号处理模块、数据库模块、输出接口。输入接口输入端口接收来自图像采集卡输出的数字图像信号，输入接口输出端口与信号处理模块的输入端口连接；信号处理模块的输出端口与输出接口的输入端口连接；数据库模块作为信号处理器的内存模块通过数据总线与信号处理模块进行数据交互；输出接口的输出端口与控制器的输入接口连接。

[0011] 所述数据库模块，其结构由区构成，每个区存储人体器官内部经典彩色图像及其色彩特征数据，如：食道区存储食道内窥镜经典彩色图像及其色彩特征数据，胃区存储胃壁内窥镜经典彩色图像及其色彩特征数据，结肠区存储结肠壁内窥镜经典彩色图像及其色彩特征数据等。所述色彩特征，包括：RGB 彩色空间三基色 R（红）、G（绿）、B（蓝）的像素值 $R_0(u, v)$ 、 $G_0(u, v)$ 、 $B_0(u, v)$ 及其匹配比例系数、均值 $\bar{R}_0(u, v)$ 、 $\bar{G}_0(u, v)$ 、 $\bar{B}_0(u, v)$ 和三均值之间的最大与最小值。

[0012] $R_0(u, v)$ 、 $G_0(u, v)$ 、 $B_0(u, v)$ 又被称为经典图像像素值，其均值为

$$[0013] \begin{cases} \bar{R}_0(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n R_0(u, v) \\ \bar{G}_0(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n G_0(u, v) \quad (\text{公式一}) \\ \bar{B}_0(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n B_0(u, v) \end{cases}$$

[0014] 及其综合均值 J_0 为

$$[0015] J_0 = \frac{1}{r+g+b} [r\bar{R}_0(u, v) + g\bar{G}_0(u, v) + b\bar{B}_0(u, v)] \quad (\text{公式二})$$

[0016] 其中，m、n 分别为图像坐标的行、列数；r、g、b 分别为三基色 R、G、B 的匹配比例系数。

[0017] 三均值之间的最大与最小值为

$$[0018] \begin{cases} I_{0\max}(u, v) = \max[\bar{R}_0(u, v), \bar{G}_0(u, v), \bar{B}_0(u, v)] \\ I_{0\min}(u, v) = \min[\bar{R}_0(u, v), \bar{G}_0(u, v), \bar{B}_0(u, v)] \end{cases} \quad (\text{公式三})$$

[0019] 其中，(u, v) 为内窥镜所采集到图像的像素坐标，u、v 分别表示图像的列与行坐标值。

[0020] $I_{0\max}(u, v)$ 、 $I_{0\min}(u, v)$ 又被分别称为经典图像的最大、最小亮度输出。

[0021] 所述信号处理模块对接收到的图像信号进行处理，首先分别获取 RGB 实时彩色图

像的 R、G、B 三基色像素值及其均值,然后对实时采集的图像进行偏色校正,再选取偏色校正后的三基色像素值中的最大与最小值,进行图像亮度校正,接着求取图像亮度校正后的图像像素均值及其综合均值,通过比较图像亮度校正后的图像像素综合均值与数据库中经典图像像素综合均值的大小,最终将调节冷光源照度的控制指令输出给控制器。

[0022] 与现有技术相比,本发明具有如下有益效果:

[0023] ①使得内窥镜临床操作十分简便,临床医生能够全神贯注地寻找与观察病灶,不必为调节照度而费神、费力;②无论内窥镜如何弯曲,其照度能够实现智能调节并达到优化效果。因此,本发明既是能够省时省事、提高医疗诊断效果与效率的一项新技术。

附图说明

[0024] 图 1 是本发明的系统结构示意图;

[0025] 图 2 是本发明中信号处理器的结构框图。

具体实施方式

[0026] 下面结合附图对本发明的实施例作详细说明:本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0027] 如图 1 所示,本实施例包括:医用内窥镜 1、图像采集卡 2、信号处理器 3、控制器 4、开关电源模块 5、冷光源 6。医用内窥镜 1 的图像输出接口与图像采集卡 2 的输入接口连接,图像采集卡 2 的输出接口与信号处理器 3 的输入接口连接,信号处理器 3 的输出接口与控制器 4 的输入接口连接,控制器 4 的输出接口与开关电源模块 5 的控制信号输入接口连接,开关电源模块 5 的电源输入接口与 12V 直流电输出接口连接,开关电源模块 5 的输出接口与冷光源 6 的输入接口连接。从冷光源 6 发出的光,由导光插头光输入端口将冷光源 6 光束送入传光光纤,经传光光纤将冷光源 6 光束传输到头端部照明被观察物体或视场。

[0028] 所述医用内窥镜,采用规格型号为 $0^{\circ} / \phi 4 \times 170$ (mm) 的内窥镜,即头端部的物镜平面与弯曲部断面平行,或者说交角为 0° ,外径为 4mm,软管长度(即弯曲部与主软管的总长)为 170mm。被观察体的反射光经过头端部得微型凸透物镜汇聚后,成像于传像光纤的端面上,经过传像光纤传出,再经过微型凸透目镜放大后,投射到 CCD 的靶面上通过光电转换,把光信号转变成图像像素序列电信号,通过图像输出接口将图像信号经图像采集卡 2 传输到信号处理器 3。

[0029] 如图 2 所示,所述信号处理器 3,包括:输入接口 31、信号处理模块 32、数据库模块 33、输出接口 34。输入接口 31 输入端口接收来自图像采集卡 2 输出的数字图像信号,输入接口 31 输出端口与信号处理模块 32 的输入端口连接;信号处理模块 32 的输出端口与输出接口 34 的输入端口连接;数据库模块 33 作为信号处理器 3 的内存模块通过数据总线与信号处理模块 32 进行数据交互;输出接口 34 的输出端口与控制器 4 的输入接口连接。

[0030] 所述数据库模块 33,其结构由区构成,每个区存储人体器官内部经典彩色图像及其色彩特征数据。所述经典图像,即由内窥镜图像传感器获取的色彩与清晰度俱佳的人体器官内部彩色图像,称之为人体器官内部经典彩色图像,简称经典图像,如:食道区存储食道内窥镜经典彩色图像及其色彩特征数据,胃区存储胃壁内窥镜经典彩色图像及其色彩特

征数据,结肠区存储结肠壁内窥镜经典彩色图像及其色彩特征数据等。所述色彩特征,包括:RGB 彩色空间三基色 R (红)、G (绿)、B (蓝) 的像素值 $R_0(u, v)$ 、 $G_0(u, v)$ 、 $B_0(u, v)$ 及其匹配比例系数、均值 $\bar{R}_0(u, v)$ 、 $\bar{G}_0(u, v)$ 、 $\bar{B}_0(u, v)$ 和三均值之间的最大与最小值。

[0031] $R_0(u, v)$ 、 $G_0(u, v)$ 、 $B_0(u, v)$ 又被称为经典图像像素值,其均值为

$$[0032] \begin{cases} \bar{R}_0(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n R_0(u, v) \\ \bar{G}_0(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n G_0(u, v) \\ \bar{B}_0(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n B_0(u, v) \end{cases}$$

[0033] 及其综合均值 J_0 为

$$[0034] J_0 = \frac{1}{r+g+b} [r\bar{R}_0(u, v) + g\bar{G}_0(u, v) + b\bar{B}_0(u, v)]$$

[0035] 其中, m 、 n 分别为图像坐标的行、列数; r 、 g 、 b 分别为三基色 R、G、B 的匹配比例系数。

[0036] 三均值之间的最大与最小值为

$$[0037] \begin{cases} I_{0\max}(u, v) = \max[\bar{R}_0(u, v), \bar{G}_0(u, v), \bar{B}_0(u, v)] \\ I_{0\min}(u, v) = \min[\bar{R}_0(u, v), \bar{G}_0(u, v), \bar{B}_0(u, v)] \end{cases}$$

[0038] 其中, (u, v) 为内窥镜所采集到图像的像素坐标, u 、 v 分别表示图像的列与行坐标值。

[0039] $I_{0\max}(u, v)$ 、 $I_{0\min}(u, v)$ 又被分别称为经典图像的最大、最小亮度输出。

[0040] 所述信号处理模块 32 对接收到的图像信号进行处理,首先分别获取 RGB 实时彩色图像的 R、G、B 三基色像素值及其均值,然后对实时采集的图像进行偏色校正,再选取偏色校正后的三基色像素值中的最大与最小值,进行图像亮度校正,接着求取图像亮度校正后的图像像素均值及其综合均值,通过比较图像亮度校正后的图像像素综合均值与数据库中经典图像像素综合均值的大小,最终调节冷光源照度输出。具体详细的实现过程如下:

[0041] (1)、根据内窥镜图像传感器输出的实时彩色图像,分别获取 RGB 彩色图像的 R、G、B 三基色像素值 $R_1(u, v)$ 、 $G_1(u, v)$ 、 $B_1(u, v)$,并求取整个图像三基色像素均值 $\bar{R}_1(u, v)$ 、 $\bar{G}_1(u, v)$ 、 $\bar{B}_1(u, v)$,即

$$[0042] \begin{cases} \bar{R}_1(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n R_1(u, v) \\ \bar{G}_1(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n G_1(u, v) \\ \bar{B}_1(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n B_1(u, v) \end{cases}$$

[0043] $R_1(u, v)$ 、 $G_1(u, v)$ 、 $B_1(u, v)$ 又被称为实时图像三基色像素值。

[0044] (2)、对实时采集的图像进行偏色校正,即

$$[0045] \quad \begin{cases} R_2(u, v) = \frac{R_0(u, v)}{\bar{R}_1(u, v)} R_1(u, v) \\ G_2(u, v) = \frac{G_0(u, v)}{\bar{G}_1(u, v)} G_1(u, v) \\ B_2(u, v) = \frac{B_0(u, v)}{\bar{B}_1(u, v)} B_1(u, v) \end{cases}$$

[0046] $R_2(u, v)$ 、 $G_2(u, v)$ 、 $B_2(u, v)$ 被称为偏色校正后的三基色像素值。

[0047] (3)、选取偏色校正后的三基色像素均值中的最大与最小值,即

$$[0048] \quad \begin{cases} I_{2\max}(u, v) = \max[\bar{R}_2(u, v), \bar{G}_2(u, v), \bar{B}_2(u, v)] \\ I_{2\min}(u, v) = \min[\bar{R}_2(u, v), \bar{G}_2(u, v), \bar{B}_2(u, v)] \end{cases}$$

[0049] 其中,偏色校正后的三基色像素均值为

$$[0050] \quad \begin{cases} \bar{R}_2(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n R_2(u, v) \\ \bar{G}_2(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n G_2(u, v) \\ \bar{B}_2(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n B_2(u, v) \end{cases}$$

[0051] $I_{2\max}(u, v)$ 、 $I_{2\min}(u, v)$ 又被分别称为偏色校正后图像的最大、最小亮度输出。

[0052] (4)、图像亮度校正,即

$$[0053] \quad \begin{cases} \ddot{R}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min}) I_{2\max}}} R_2(u, v) \\ \ddot{G}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min}) I_{2\max}}} G_2(u, v) \\ \ddot{B}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min}) I_{2\max}}} B_2(u, v) \end{cases}$$

[0054] $\ddot{R}(u, v)$ 、 $\ddot{G}(u, v)$ 、 $\ddot{B}(u, v)$ 被分别称为亮度校正后的图像像素值。

[0055] (5)、求取图像亮度校正后的图像像素均值 $\bar{\ddot{R}}(u, v)$ 、 $\bar{\ddot{G}}(u, v)$ 、 $\bar{\ddot{B}}(u, v)$,即

$$[0056] \quad \begin{cases} \bar{\ddot{R}}(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n \ddot{R}(u, v) \\ \bar{\ddot{G}}(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n \ddot{G}(u, v) \\ \bar{\ddot{B}}(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n \ddot{B}(u, v) \end{cases}$$

[0057] 求取其综合均值为 J:

$$[0058] \quad J = \frac{1}{r + g + b} [r \bar{\ddot{R}}(u, v) + g \bar{\ddot{G}}(u, v) + b \bar{\ddot{B}}(u, v)]$$

[0059] (6)、比较 J 与数据库中 J_0 的大小,调节冷光源照度输出。

[0060] 当 $J - J_0 \neq 0$ 时,向冷光源发送控制指令,调节冷光源照度输出,具体控制方法如下,

$$[0061] \quad \begin{cases} V(t+1) = V(t) - \frac{J - J_0}{K} \\ V_{\min} \leq V(t+1) \leq V_{\max} \end{cases}$$

[0062] 其中, $V(t)$ 为当前时刻冷光源工作电压, $V(t+1)$ 为下一时刻冷光源工作电压, $V_{\max}$ 、 $V_{\min}$ 分别为冷光源额定最高与最低工作电压。

[0063] 因此在内窥镜整个医疗过程始终实现其照度的智能调节,使得观察和计算机处理、分析人体内部器官图像时能够获得照度的优化效果。

[0064] 所述控制器 4,根据接收到的信号处理器 3 控制指令,改变其输出开关信号的前沿出现时刻,即开关控制信号输出相位,因而使得开关电源模块 5 输出的直流电压产生相应的变化,进而改变了冷光源 6 的工作电压,冷光源 6 输出照度获得相应调节。

[0065] 所述开关电源模块 5,由电力电子开关器件构成的输出电压可控的直-直开关电源电路。控制器 4 能够根据信号处理器 3 控制指令产生脉冲控制信号,并将该脉冲控制信号传输给开关电源模块 5 控制信号输入端;开关电源模块 5 就能够根据该脉冲控制信号对其中的直流电压输入信号进行斩波,经斩波后的信号具有相应占空比,通过其中的滤波、平滑作用,便输出了对应信号处理器 3 控制指令的直流电压输出。

[0066] 所述冷光源,冷光源是利用化学能、电能、生物能激发的光源,具有十分优良的光学变闪特性。由于其发光温度低于环境温度,故称其为冷发光,并称此类光源叫做冷光源。冷光源的发光原理是在电场作用下,产生电子碰撞激发荧光材料产生发光现象。冷光源的特点是把其他的能量几乎全部转化为可见光。本实施例中所述冷光源 6,采用 XD-300 系列医用内窥镜冷光源。

[0067] 本实施例中,冷光源发出的光送入医用内窥镜,医用内窥镜将光信号转变成图像信号,并通过其图像输出接口将图像信号经图像采集卡传送给信号处理器;信号处理器接收图像采集卡传送的图像信号并进行处理,通过建立经典彩色图像及其色彩特征数据库,对实时采集的图像进行偏色校正、图像亮度校正,并将冷光源照度输出控制指令传送给控制器;控制器根据接收到的信号处理器控制指令,改变开关控制信号输出相位,使得开关电源模块输出的直流电压产生相应的变化,进而改变了冷光源的工作电压,冷光源输出照度获得优化调节。

[0068] 本发明能够通过信号处理器对接收到的图像信息进行智能判断来优化冷光源照度的输出强度,实现内窥镜照度的智能调节:①内窥镜临床操作十分简便,临床医生不必为调节照度而费神、费力;②无论内窥镜如何弯曲,其照度能够实现智能调节并达到优化效果,无论人工观察还是计算机处理均能获得优质、清晰的内窥镜图像。

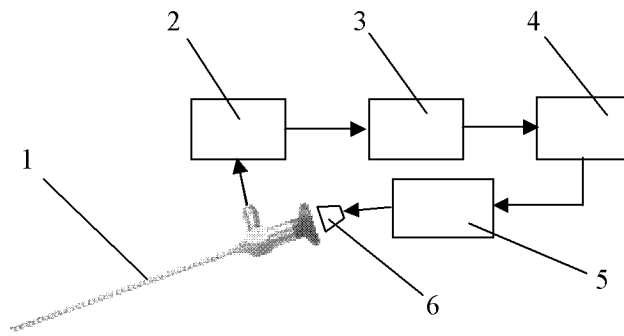


图 1

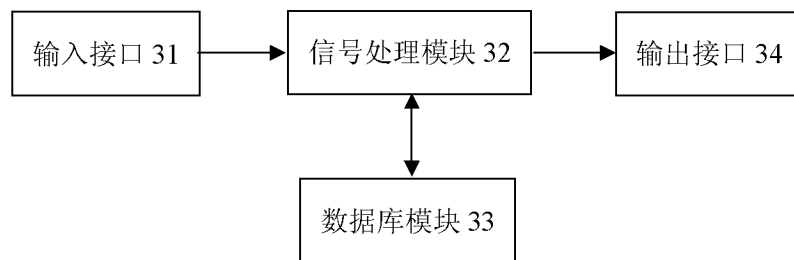


图 2

专利名称(译)	内窥镜照度的智能调节装置		
公开(公告)号	CN102846301B	公开(公告)日	2014-07-02
申请号	CN201210057074.X	申请日	2012-03-06
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	张秀彬 张弓 张艺博 王胜永 朱磊		
发明人	张秀彬 张弓 张艺博 王胜永 朱磊		
IPC分类号	A61B1/00		
优先权	201110191033.5 2011-07-08 CN		
其他公开文献	CN102846301A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种内窥镜照度的智能调节装置，包括医用内窥镜、图像采集卡、信号处理器、控制器、开关电源模块和冷光源；冷光源发出的光送入医用内窥镜，医用内窥镜将光信号转变成图像信号，并通过其图像输出接口将图像信号经图像采集卡传送给信号处理器；信号处理器接收图像采集卡传送的图像信号并进行处理，通过建立经典彩色图像及其色彩特征数据库，对实时采集的图像进行偏色校正、图像亮度校正，并将冷光源照度输出控制指令传送给控制器；控制器根据接收到的信号处理器控制指令，改变开关控制信号输出相位，使得开关电源模块输出的直流电压产生相应的变化，进而改变了冷光源的工作电压，冷光源输出照度获得优化调节。

