



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102641109 A

(43) 申请公布日 2012. 08. 22

(21) 申请号 201210097875. 9

A61B 1/06 (2006. 01)

(22) 申请日 2012. 04. 05

(66) 本国优先权数据

201110190997. 8 2011. 07. 08 CN

(71) 申请人 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 张艺博 张弓 朱磊

王胜永

(74) 专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限公司

公司 31236

代理人 郭国中

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

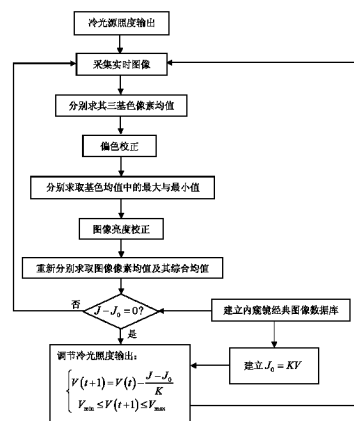
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 1 页

(54) 发明名称

内窥镜照度的智能调节方法

(57) 摘要

本发明公开一种内窥镜照度的智能调节方法,包括步骤:步骤一、初始化;步骤二、内窥镜冷光源输出标准照度;步骤三、内窥镜处于工作状态,观察和采集人体器官内部实时图像;步骤四、分别获取 RGB 实时彩色图像的 R、G、B 三基色像素值 $R_1(u, v)$ 、 $G_1(u, v)$ 、 $B_1(u, v)$ 及其均值 $\bar{R}_1(u, v)$ 、 $\bar{G}_1(u, v)$ 、 $\bar{B}_1(u, v)$;步骤五、对实时采集的图像进行偏色校正;步骤六、选取偏色校正后的三基色像素值中的最大与最小值;步骤七、图像亮度校正;步骤八、求取图像亮度校正后的图像像素均值 $\bar{\bar{R}}(u, v)$ 、 $\bar{\bar{G}}(u, v)$ 、 $\bar{\bar{B}}(u, v)$ 及其综合均值;步骤九、比较 J 与数据库中 J_0 的大小,调节冷光源照度输出。本发明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。



1. 一种内窥镜照度的智能调节方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤一、初始化;

步骤二、内窥镜冷光源输出标准照度;

步骤三、内窥镜处于工作状态,观察和采集人体器官内部实时图像;

步骤四、分别获取 RGB 实时彩色图像的 R、G、B 三基色像素值 $R_1(u, v)$ 、 $G_1(u, v)$ 、 $B_1(u, v)$ 及其均值 $\bar{R}_1(u, v)$ 、 $\bar{G}_1(u, v)$ 、 $\bar{B}_1(u, v)$;

步骤五、对实时采集的图像进行偏色校正;

步骤六、选取偏色校正后的三基色像素值中的最大与最小值;

步骤七、图像亮度校正;

步骤八、求取图像亮度校正后的图像像素均值 $\bar{\bar{R}}(u, v)$ 、 $\bar{\bar{G}}(u, v)$ 、 $\bar{\bar{B}}(u, v)$ 及其综合均值 J;

步骤九、比较 J 与数据库中 J_0 的大小,调节冷光源照度输出。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜照度的智能调节方法,其特征是,所述步骤一,包括分步骤如下:

分步骤 1、建立人体器官内部经典彩色图像及其色彩特征数据库;

其中,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,即

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

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;
 $R_0(u, v)$ 、 $G_0(u, v)$ 、 $B_0(u, v)$ 称为经典图像像素值,其均值为

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

及其综合均值为 J_0 , 且

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

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;

分步骤 2、根据经典图像像素综合均值 J_0 与冷光源工作电压 V 之间的函数关系, 即 $J_0 = KV$; 求取冷光源照度的综合衰减率 K , 即 $K = \frac{J_0}{V}$ 。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜照度的智能调节方法,其特征是,所述步骤二,所述标准照度,即获取人体器官内部经典彩色图像所采用的冷光源照度,由冷光源的额定功率和工作电压所确定。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜照度的智能调节方法,其特征是,所述步骤五,对实时

$$\text{采集的图像进行偏色校正的方法是} \begin{cases} R_2(u, v) = \frac{R_0(u, v)}{\bar{R}_1(u, v)} R_1(u, v) \\ G_2(u, v) = \frac{G_0(u, v)}{\bar{G}_1(u, v)} G_1(u, v); R_2(u, v)、G_2(u, v)、B_2(u, v) \\ B_2(u, v) = \frac{B_0(u, v)}{\bar{B}_1(u, v)} B_1(u, v) \end{cases}$$

被称为偏色校正后的三基色像素值; $R_0(u, v)$ 、 $G_0(u, v)$ 、 $B_0(u, v)$ 被称为经典图像三基色像素值; $R_1(u, v)$ 、 $G_1(u, v)$ 、 $B_1(u, v)$ 被称为实时图像三基色像素值; $\bar{R}_1(u, v)$ 、 $\bar{G}_1(u, v)$ 、 $\bar{B}_1(u, v)$ 被称为实时图像三基色像素均值。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜照度的智能调节方法,其特征是,所述步骤七,图像亮

$$\text{度校正,即} \begin{cases} \ddot{R}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min}) I_{2\max}}} R_2(u, v) \\ \ddot{G}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min}) I_{2\max}}} G_2(u, v) \\ \ddot{B}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min}) I_{2\max}}} B_2(u, v) \end{cases};$$

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; $I_{0\max}$ 、 $I_{0\min}$ 分别为经典图像三基色像素均值中的最大和最小值,又被分别称为经典图像的最大、最小亮度输出; $R_2(u, v)$ 、 $G_2(u, v)$ 、 $B_2(u, v)$ 被称为偏色校正后的三基色像素值。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜照度的智能调节方法,其特征是,所述步骤八,其中的综合均值为 $J = \frac{1}{r+g+b} [r\ddot{R}(u, v) + g\ddot{G}(u, v) + b\ddot{B}(u, v)]$; r 、 g 、 b 分别为三基色 R、G、B 的匹配比例系数。

7. 根据权利要求 1 所述的内窥镜照度的智能调节方法,其特征是,所述步骤九,比较 J 与数据库中 J_0 的大小,调节冷光源照度输出,具体为:

当 $J - J_0 = 0$ 时,返回步骤三;

否则,即 $J - J_0 \neq 0$ 时,向冷光源发送控制指令,调节冷光源照度输出;具体控制方法为

$$\begin{cases} V(t+1) = V(t) - \frac{J - J_0}{K} \\ V_{\min} \leq V(t+1) \leq V_{\max} \end{cases}; \text{其中, } V(t) \text{ 为当前时刻冷光源工作电压, } V(t+1) \text{ 为下一时刻冷光源}$$

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;随后,返回步骤三。

内窥镜照度的智能调节方法

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方法，具体是一种内窥镜照度的智能调节方法。

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。

[0005] 经对现有技术文献的检索发现，范翠艳等的“基于图像处理技术的智能照明系统的研究”（《微计算机信息》2010 年第 26 卷第 6-2 期）提出了用于照度检测的平均照度求取法、用于目标区域提取的基于色调的图像分割法以及用于人员检测的模板匹配法，来解决室内照度分布不均匀及背景与目标灰度差别问题。鉴于传统分割阈值选取的遗传算法及模板匹配算法的不足，该文采用改进的遗传算法及粗精匹配相结合的模板匹配算法提高了算法可靠性和系统鲁棒性。但是，该文章所提供的照明系统调节算法智能适用于大环境（如室内照明）条件下的照明调节和灯具配置，根本不适用于内窥镜照度的自动调节。

[0006] 又经对现有技术文献的检索发现，李虹等的“基于监督颜色恒常性的低照度亮度校正算法”（《吉林大学学报（工学版）》2010 年第 5 期）提出了一种监督颜色恒常性算法，主

要解决在机器视觉识别中由于色温变化所带来的光照校正问题。该算法利用人类视觉对比度分辨率的限制规律,采用抛物线函数作为亮度增益函数,将图像亮度映射于实验确定的最佳识别范围。该算法能够获得较理想的视觉校正效果、有效地提高识别率。但是,该算法最大的缺点在于:需要“将带有红、绿、蓝三种颜色的基准板(监督色板)放入视场,与待识别的图像同时进行采集”,还要通过对基准板图像进行分析可以得到整幅图像的偏色特征,在标准光源照射条件下,分别调整三个通道的增益。显而易见,该文献所提供的算法较为繁琐与复杂,而且根本无法适用于作业空间极为狭小内窥镜照度的配置,更没有具备照明自动调节功能。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于克服上述现有技术中的不足,提供一种内窥镜照度的智能调节方法,不但能够极大限度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。

[0008] 本发明是通过以下技术方案实现的,包括如下步骤:

[0009] 步骤一、初始化,包括分步骤如下:

[0010] 分步骤 1、建立人体器官内部经典彩色图像及其色彩特征数据库。

[0011] 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,称之为人体器官内部经典彩色图像,简称经典图像。其中,色彩特征包括:RGB 彩色空间三基色 R(红)、G(绿)、B(蓝)的像素值 $R_0(u, v)$ 、 $G_0(u, v)$ 、 $B_0(u, v)$ 、均值 $\bar{R}_0(u, v)$ 、 $\bar{G}_0(u, v)$ 、 $\bar{B}_0(u, v)$ 及其综合均值和三均值之间的最大与最小值。

[0012] $R_0(u, v)$ 、 $G_0(u, v)$ 、 $B_0(u, v)$ 又被称为经典图像三基色像素值,其均值为

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

[0014] 及其综合均值为 J_0 , 且

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

[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

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

[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] 所述彩色空间,是表示彩色图像的一种数学描述方法,用来指定和产生景物及其图像的色彩,或称颜色,使景物及其图像颜色形象化。由描述彩色的数学模型所构成的数学空间,称为彩色空间。不同的彩色数学模型构成不同的彩色空间,又称彩色空间模型。彩色空间模型通常采用三维模型表示,彩色空间中的每一种颜色,由描述该颜色在彩色空间中位置的一组坐标参数(三个坐标参数)来指定。RGB 彩色空间中, R、G、B 分别代表红、绿、蓝三色, R、G、B 数值的大小即显示红、绿、蓝三色的像素值大小。任何颜色 C 都可以用光电三原色的三种基色:红(R,波长 700nm)、绿(G,波长 546.1nm)、蓝(B,波长 435.8nm)匹配出来,即:

$$[0022] \quad C = rR + gG + bB \quad (\text{公式四})$$

[0023] 其中, r、g、b 为三基色的比例系数,即

$$[0024] \quad \begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/(R+G+B) & 0 & 0 \\ 0 & 1/(R+G+B) & 0 \\ 0 & 0 & 1/(R+G+B) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (\text{公式五})$$

[0025] 显然, $r+g+b=1$; R、G、B 为三基色的光通量,单位为光瓦;当采用红、绿、蓝三基色光匹配成白光时,所需要的红、绿、蓝三基色光的光通量之比为 1 : 4.5907 : 0.0601;图像在 RGB 彩色空间中被分解出的三基色 R、G、B 的光通量及其比例关系 $r : g : b$,为该彩色图像在 RGB 彩色空间中的“色彩特征值”之一;彩色图像在 RGB 彩色空间的表达式 $[R \ G \ B]^T$ 不仅代表红、绿、蓝三基色光的色彩,同时也表示三基色的亮度,RGB 三色之间存在着很大的相关性。

[0026] 所述人体器官内部经典彩色图像及其色彩特征数据库,简称数据库,其数据库结构由区构成,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。

[0027] 分步骤 2、根据经典图像像素综合均值 J_0 与冷光源工作电压 V 之间的函数关系,即

$$[0028] \quad J_0 = KV \quad (\text{公式六})$$

[0029] 求取冷光源照度的综合衰减率 K ,即

$$[0030] \quad K = \frac{J_0}{V} \quad (\text{公式七})$$

[0031] 步骤二、开启内窥镜冷光源,输出冷光标准照度。

[0032] 所述标准照度,即获取人体器官内部经典彩色图像所采用的冷光源照度,由冷光源的额定功率和工作电压所确定。

[0033] 步骤三、内窥镜处于工作状态,观察和采集人体器官内部实时图像,如人体结肠等内部图像。

[0034] 步骤四、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

$$[0035] \quad \begin{cases} \bar{R}_1(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n R_1(u, v) \\ \bar{G}_1(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n G_1(u, v) \quad (\text{公式八}) \\ \bar{B}_1(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n B_1(u, v) \end{cases}$$

[0036] $R_1(u, v)$ 、 $G_1(u, v)$ 、 $B_1(u, v)$ 又被称为实时图像三基色像素值； $\bar{R}_1(u, v)$ 、 $\bar{G}_1(u, v)$ 、 $\bar{B}_1(u, v)$ 相应地被称为实时图像三基色像素均值。

[0037] 步骤五、对实时采集的图像进行偏色校正, 即

$$[0038] \quad \begin{cases} R_2(u, v) = \frac{R_0(u, v)}{\bar{R}_1(u, v)} R_1(u, v) \\ G_2(u, v) = \frac{G_0(u, v)}{\bar{G}_1(u, v)} G_1(u, v) \quad (\text{公式九}) \\ B_2(u, v) = \frac{B_0(u, v)}{\bar{B}_1(u, v)} B_1(u, v) \end{cases}$$

[0039] $R_2(u, v)$ 、 $G_2(u, v)$ 、 $B_2(u, v)$ 被称为偏色校正后的三基色像素值。

[0040] 步骤六、选取偏色校正后的三基色像素均值中的最大与最小值, 即

$$[0041] \quad \begin{cases} I_{2\max}(u, v) = \max[\bar{R}_2(u, v), \bar{G}_2(u, v), \bar{B}_2(u, v)] \\ I_{2\min}(u, v) = \min[\bar{R}_2(u, v), \bar{G}_2(u, v), \bar{B}_2(u, v)] \end{cases} \quad (\text{公式十})$$

[0042] 其中, 偏色校正后的三基色像素均值为

$$[0043] \quad \begin{cases} \bar{R}_2(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n R_2(u, v) \\ \bar{G}_2(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n G_2(u, v) \quad (\text{公式十一}) \\ \bar{B}_2(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n B_2(u, v) \end{cases}$$

[0044] $I_{2\max}(u, v)$ 、 $I_{2\min}(u, v)$ 又被分别称为偏色校正后图像的最大、最小亮度输出。

[0045] 步骤七、图像亮度校正, 即

$$[0046] \quad \begin{cases} \ddot{R}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min}) I_{2\max}}} R_2(u, v) \\ \ddot{G}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min}) I_{2\max}}} G_2(u, v) \quad (\text{公式十二}) \\ \ddot{B}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min}) I_{2\max}}} B_2(u, v) \end{cases}$$

[0047] $\ddot{R}(u, v)$ 、 $\ddot{G}(u, v)$ 、 $\ddot{B}(u, v)$ 被分别称为亮度校正后的图像三基色像素值。 $I_{0\max}$ 、 $I_{0\min}$ 分别为经典图像三基色像素均值中的最大和最小值, 又被分别称为经典图像的最大、

最小亮度输出。

[0048] 步骤八、求取图像亮度校正后的图像三基色像素均值 $\bar{\bar{R}}(u,v)$ 、 $\bar{\bar{G}}(u,v)$ 、 $\bar{\bar{B}}(u,v)$ ，即

$$[0049] \quad \begin{cases} \bar{\bar{R}}(u,v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n \bar{R}(u,v) \\ \bar{\bar{G}}(u,v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n \bar{G}(u,v) \quad (\text{公式十三}) \\ \bar{\bar{B}}(u,v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n \bar{B}(u,v) \end{cases}$$

[0050] 求取其综合均值为 J：

$$[0051] \quad J = \frac{1}{r+g+b} [r\bar{\bar{R}}(u,v) + g\bar{\bar{G}}(u,v) + b\bar{\bar{B}}(u,v)] \quad (\text{公式十四})$$

[0052] 步骤九、比较 J 与数据库中 J_0 的大小，调节冷光源照度输出。具体为：

[0053] 当 $J - J_0 = 0$ 时，返回步骤三；

[0054] 否则，即 $J - J_0 \neq 0$ 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，

$$[0055] \quad \begin{cases} V(t+1) = V(t) - \frac{J - J_0}{K} \quad (\text{公式十五}) \\ V_{\min} \leq V(t+1) \leq V_{\max} \end{cases}$$

[0056] 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；随后，返回步骤三。

[0057] 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。

[0058] 与现有技术相比，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：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

[0059] 图 1 为本发明方法的流程图。

具体实施方式

[0060] 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。

[0061] 如图 1 所示，本实施例包括如下具体步骤：

[0062] 步骤一、初始化，分步骤如下：

[0063] 分步骤 1、建立人体器官内部经典彩色图像及其色彩特征数据库。

[0064] 在数据库的不同区域存放相应的人体器官内部经典彩色图像及其色彩特征。

[0065] 人体器官内部经典彩色图像,包括:食道、胃、结肠、直肠等;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。

$$[0066] \quad \text{求取 } R_0(u, v)、G_0(u, v)、B_0(u, v) \text{ 的均值得} \begin{cases} \bar{R}_0(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n R_0(u, v) \\ \bar{G}_0(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n G_0(u, v) \\ \bar{B}_0(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n B_0(u, v) \end{cases}$$

[0067] 及其综合均值 J_0 , 取 $r : g : b = 0.1770 : 0.8124 : 0.0106$ 得

$$[0068] \quad J_0 = \frac{1}{5.6508} [0.1770 \bar{R}_0(u, v) + 0.8124 \bar{G}_0(u, v) + 0.0106 \bar{B}_0(u, v)]$$

[0069] 三均值之间的最大与最小值为

$$[0070] \quad \begin{cases} I_{0\max}(u, v) = \max[\bar{R}_0(u, v), \bar{G}_0(u, v), \bar{B}_0(u, v)] \\ I_{0\min}(u, v) = \min[\bar{R}_0(u, v), \bar{G}_0(u, v), \bar{B}_0(u, v)] \end{cases}$$

[0071] 分步骤 2、根据经典图像像素综合均值 J_0 与冷光源工作电压 V 之间的函数关系 $J_0 = KV$, 求取冷光源照度的综合衰减率 K , 且

$$[0072] \quad K = \frac{J_0}{V} = \frac{1}{5.6508V} [0.1770 \bar{R}_0(u, v) + 0.8124 \bar{G}_0(u, v) + 0.0106 \bar{B}_0(u, v)]$$

[0073] 步骤二、内窥镜冷光源输出标准照度。

[0074] 步骤三、内窥镜处于工作状态,采集实时图像,如:移入结肠,观察和采集结肠壁图像。

[0075] 步骤四、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

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

$$[0076] \quad \text{步骤五、对实时采集的图像进行偏色校正,即} \begin{cases} R_2(u, v) = \frac{R_0(u, v)}{\bar{R}_1(u, v)} R_1(u, v) \\ G_2(u, v) = \frac{G_0(u, v)}{\bar{G}_1(u, v)} G_1(u, v) \\ B_2(u, v) = \frac{B_0(u, v)}{\bar{B}_1(u, v)} B_1(u, v) \end{cases}$$

[0077] 步骤六、选取偏色校正后的三基色像素值中的最大与最小值,得

$$[0078] \quad \begin{cases} I_{2\max}(u, v) = \max[\bar{R}_2(u, v), \bar{G}_2(u, v), \bar{B}_2(u, v)] \\ I_{2\min}(u, v) = \min[\bar{R}_2(u, v), \bar{G}_2(u, v), \bar{B}_2(u, v)] \end{cases}$$

$$[0079] \quad \text{步骤七、图像亮度校正, 即} \begin{cases} \ddot{R}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min})I_{2\max}}} R_2(u, v) \\ \ddot{G}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min})I_{2\max}}} G_2(u, v) \\ \ddot{B}(u, v) = \sqrt{\frac{I_{0\max}^2 - I_{0\min}^2}{(I_{2\max} - I_{2\min})I_{2\max}}} B_2(u, v) \end{cases}$$

[0080] 步骤八、求取图像亮度校正后的图像像素均值 $\bar{\ddot{R}}(u, v)$ 、 $\bar{\ddot{G}}(u, v)$ 、 $\bar{\ddot{B}}(u, v)$, 得

$$\begin{cases} \bar{\ddot{R}}(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n \ddot{R}(u, v) \\ \bar{\ddot{G}}(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n \ddot{G}(u, v); \text{求取其综合均值得} \\ \bar{\ddot{B}}(u, v) = \frac{1}{m \times n} \sum_{v=1}^m \sum_{u=1}^n \ddot{B}(u, v) \end{cases}$$

$$[0081] \quad J = \frac{1}{5.6508} [0.1770 \bar{\ddot{R}}(u, v) + 0.8124 \bar{\ddot{G}}(u, v) + 0.0106 \bar{\ddot{B}}(u, v)]$$

[0082] 步骤九、比较 J 与数据库中 J_0 的大小, 调节冷光源照度输出; 具体为:

[0083] 当 $J - J_0 = 0$ 时, 返回步骤三;

$$[0084] \quad \text{否则, 即当 } J - J_0 \neq 0 \text{ 时, 调节冷光源照度输出, 即} \begin{cases} V(t+1) = V(t) - \frac{J - J_0}{K}; \\ V_{\min} \leq V(t+1) \leq V_{\max} \end{cases}$$

$$[0085] \quad \text{取 } V_{\max} = 12V, V_{\min} = 8V, \text{ 得} \begin{cases} V(t+1) = V(t) - \frac{J - J_0}{K}; \text{随后, 返回步骤三。} \\ 8 \leq V(t+1) \leq 12 \end{cases}$$

[0086] 本发明实施结果证实:

[0087] 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。

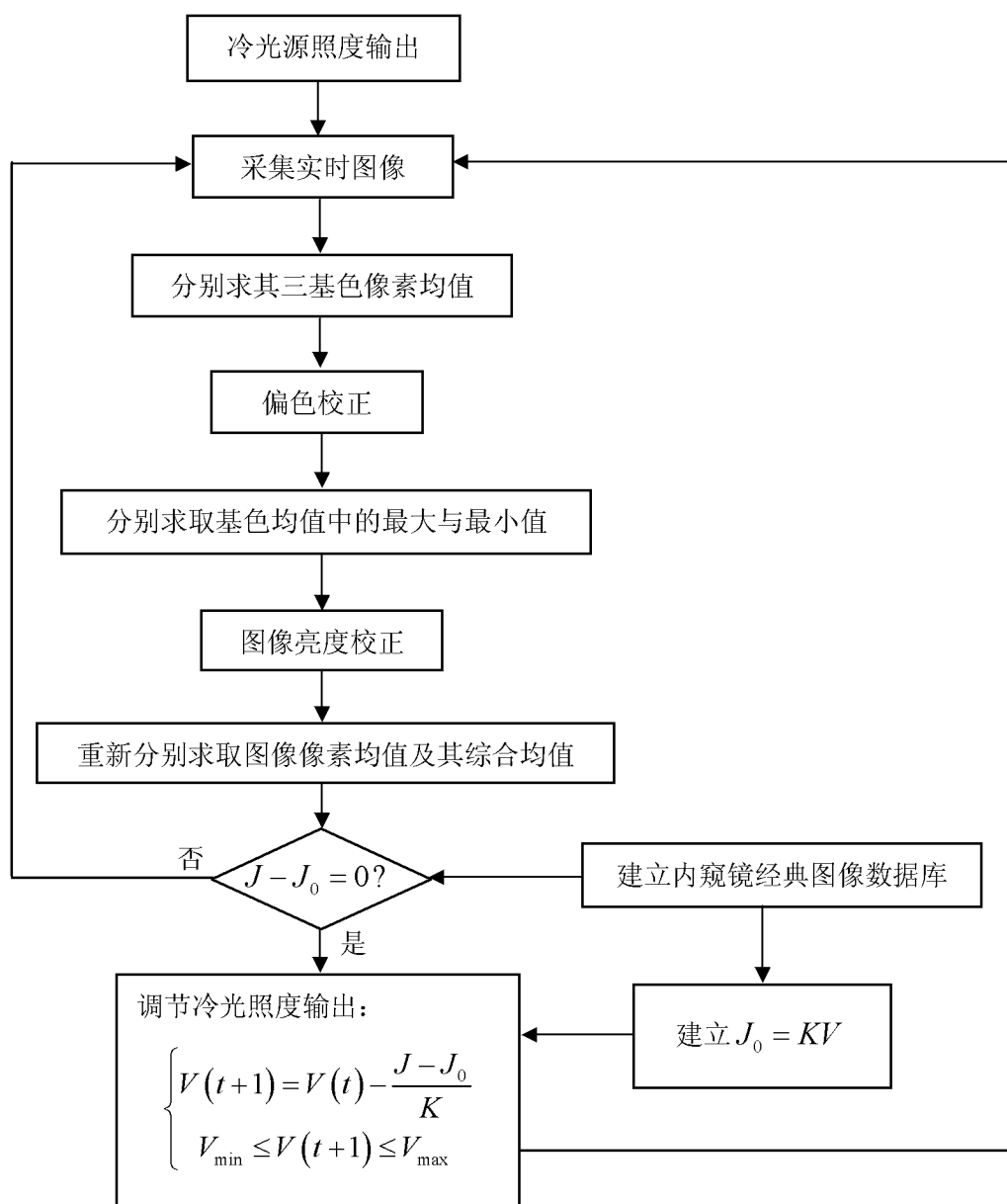


图 1

专利名称(译)	内窥镜照度的智能调节方法		
公开(公告)号	CN102641109A	公开(公告)日	2012-08-22
申请号	CN201210097875.9	申请日	2012-04-05
[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 张艺博 张弓 朱磊 王胜永		
发明人	张秀彬 张艺博 张弓 朱磊 王胜永		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
优先权	201110190997.8 2011-07-08 CN		
其他公开文献	CN102641109B		
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方法，包括步骤：步骤一、初始化；步骤二、内窥镜冷光源输出标准照度；步骤三、内窥镜处于工作状态，观察和采集人体器官内部实时图像；步骤四、分别获取RGB实时彩色图像的R、G、B三基色像素值 $R1(u, v)$ 、 $G1(u, v)$ 、 $B1(u, v)$ 及其均值步骤五、对实时采集的图像进行偏色校正；步骤六、选取偏色校正后的三基色像素值中的最大与最小值；步骤七、图像亮度校正；步骤八、求取图像亮度校正后的图像像素均值及其综合均值；步骤九、比较J与数据库中 J_0 的大小，调节冷光源照度输出。本发明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。

