



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111387910 A

(43)申请公布日 2020.07.10

(21)申请号 201811522065.7

(22)申请日 2018.12.13

(71)申请人 杭州海康慧影科技有限公司

地址 310053 浙江省杭州市滨江区长河街道东流路700号2幢1号楼8层

(72)发明人 陈碧泉

(74)专利代理机构 北京德琦知识产权代理有限公司 11018

代理人 谢安昆 宋志强

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

G06T 7/00(2017.01)

G06T 7/90(2017.01)

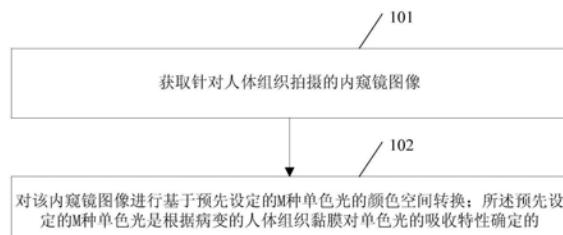
权利要求书3页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种用于内窥镜辅助检查的方法和装置

(57)摘要

本发明提供了一种内窥镜辅助检查方法和装置,该方法包括:获取针对人体组织拍摄的内窥镜图像;对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换,以凸显内窥镜图像中的人体组织病变区域。本发明能够对针对人体组织拍摄的内窥镜图像进行色彩空间转换,使得人体组织的病变区域更加凸显出来,实现辅助检查的目的。



1. 一种用于内窥镜辅助检查的方法,其特征在于,该方法包括:

获取针对人体组织拍摄的内窥镜图像;

对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换;其中,M是大于1的整数;所述预先设定的M种单色光是根据病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性确定的。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,

所述吸收特性包括吸收程度;

基于病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性预先设定M种单色光的方法为:

预先检测确定病变的人体组织黏膜对每种单色光的吸收程度,从吸收程度超过预设吸收程度阈值的所有单色光中选择M种单色光,将选择结果作为预先设定的M种单色光。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,

对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换的方法为:对内窥镜图像进行基于该M种单色光的光谱分解,得到多光谱分解图像。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,

对内窥镜图像进行基于预设该M种单色光的光谱分解的方法为:

将所述M种单色光划分为三组,其中第一组单色光仅包含一种单色光;

根据每组单色光的光谱密度、内窥镜摄像系统的透射率、以及物体对各光谱的反射率,将内窥镜图像中的每个像素点的像素值转换为所述M种单色光下的像素值。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,

根据每组单色光的光谱密度、内窥镜摄像系统的透射率、以及物体对各光谱的反射率,将内窥镜图像中的每个像素点的像素值转换为所述M种单色光下的像素值的方法为采用以下公式:

$$\begin{bmatrix} r' \\ g' \\ b' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} \times T \times Q \times \begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix};$$

其中,

$\begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}$ 是转换前内窥镜图像中的各像素点的像素值, $\begin{bmatrix} r' \\ g' \\ b' \end{bmatrix}$ 是转换后的多光谱图像中该像

素点的像素值;

$E_i = [x_1, x_2, \dots, x_N]$ ,其中,如果第i组单色光中包括编号为j的单色光,则 $x_j$ 的取值为编号为j的单色光的光谱密度,否则, $x_j$ 的取值为0;

T为内窥镜摄像系统的透射率,利用公式 $T = \text{diag}(t(\lambda_1), t(\lambda_2), \dots, t(\lambda_N))$ 计算得到,其中, $\lambda_h$ 是编号为h的单色光的波长, $t(\lambda_h)$ 是内窥镜摄像系统在波长 $\lambda_h$ 处的透射率;

Q是物体对各光谱的反射率,根据公式 $OQ = \begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}$ 计算得到,其中O是内窥镜摄像系统中

的光源的光谱密度。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,  
将M种单色光划分为三组单色光的方法为:

如果M等于2,则将2种单色光的一种划分到第一组,将另一种单色光同时作为第二组和第三组的单色光;

如果M大于2,则将M种单色光中一种划分到第一组,将其余单色光分划到第二组和第三组中。

7. 根据权利要求1-6任一权项所述的方法,其特征在于,

对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换之后,进一步包括:

检测确定该经过颜色空间转换的内窥镜图像中的连通域,将连通域在位置确定为异物位置;

在内窥镜图像中标示所述异物位置。

8. 根据权利要求1-6任一权项所述的方法,其特征在于,

对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换之后,进一步包括:

对该经过颜色空间转换的内窥镜图像进行色彩增强,以凸显人体组织的病变区域。

9. 一种用于内窥镜辅助检查的装置,包括处理器,其特征在于,所述处理器,用于:

获取针对人体组织拍摄的内窥镜图像;

对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换;其中,M是大于1的整数;所述预先设定的M种单色光是根据病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性确定的。

10. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,

所述吸收特性包括吸收程度;

所述处理器,基于病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性预先设定M种单色光,包括:

预先检测确定病变的人体组织黏膜对每种单色光的吸收程度,从吸收程度超过预设吸收程度阈值的所有单色光中选择M种单色光,将选择结果作为预先设定的M种单色光。

11. 根据权利要求10所述的装置,其特征在于,

所述处理器,对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换时,用于:对内窥镜图像进行基于该M种单色光的光谱分解,得到多光谱分解图像。

12. 根据权利要求11所述的装置,其特征在于,

所述处理器,对内窥镜图像进行基于预设该M种单色光的光谱分解时,用于:

将所述M种单色光划分为三组,其中第一组单色光仅包含一种单色光;

根据每组单色光的光谱密度、内窥镜摄像系统的透射率、以及物体对各光谱的反射率,将内窥镜图像中的每个像素点的像素值转换为所述M种单色光下的像素值。

13. 根据权利要求12所述的装置,其特征在于,

所述处理器,根据每组单色光的光谱密度、内窥镜摄像系统的透射率、以及物体对各光谱的反射率,将内窥镜图像中的每个像素点的像素值转换为所述M种单色光下的像素值时,采用以下公式实现转换:

$$\begin{bmatrix} r' \\ g' \\ b' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} \times T \times Q \times \begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}.$$

其中，

$$\begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}$$

是转换前内窥镜图像中的各像素点的像素值， $\begin{bmatrix} r' \\ g' \\ b' \end{bmatrix}$  是转换后的多光谱图像中该像

素点的像素值；

$E_i = [x_1, x_2, \dots, x_N]$ ，其中，如果第*i*组单色光中包括编号为*j*的单色光，则 $x_j$ 的取值为编号为*j*的单色光的光谱密度，否则， $x_j$ 的取值为0；

$T$ 为内窥镜摄像系统的透射率，利用公式 $T = \text{diag}(t(\lambda_1), t(\lambda_2), \dots, t(\lambda_N))$ 计算得到，其中， $\lambda_h$ 是编号为*h*的单色光的波长， $t(\lambda_h)$ 是内窥镜摄像系统在波长 $\lambda_h$ 处的透射率；

$$Q \text{是物体对各光谱的反射率, 根据公式 } OQ = \begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}$$

计算得到，其中O是内窥镜摄像系统中

的光源的光谱密度。

14. 根据权利要求13所述的装置，其特征在于，

所述处理器，将M种单色光划分为三组单色光时，用于：

如果M等于2，则将2种单色光的一种划分到第一组，将另一种单色光同时作为第二组和第三组的单色光；

如果M大于2，则将M种单色光中一种划分到第一组，将其余单色光分划到第二组和第三组中。

15. 根据权利要求9-14任一权项所述的装置，其特征在于，

所述处理器，在对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换之后，进一步用于：

检测确定该经过颜色空间转换的内窥镜图像中的连通域，将连通域在位置确定为异物位置；

在内窥镜图像中标示所述异物位置。

16. 根据权利要求9-14任一权项所述的装置，其特征在于，

所述处理器，在对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换之后，进一步用于：

对该经过颜色空间转换的内窥镜图像进行色彩增强，以凸显人体病变组织部位。

17. 一种非瞬时计算机可读存储介质，所述非瞬时计算机可读存储介质存储指令，其特征在于，所述指令在由处理器执行时使得所述处理器执行如权利要求1至8中任一项所述的用于内窥镜辅助检查的方法中的步骤。

## 一种用于内窥镜辅助检查的方法和装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理技术领域,特别涉及一种用于内窥镜辅助检查的方法和装置。

### 背景技术

[0002] 内窥镜是一种常用的医疗器械,由可弯曲部分、光源及一组镜头组成。内窥镜可经人体的天然孔道,或者是经手术做的小切口进入人体内。使用时可以将内窥镜导入预检查的器官,以便于直接窥视有关部位的变化,内窥镜图像质量的好坏将直接影响着内窥镜的使用效果。

### 发明内容

[0003] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种用于内窥镜辅助检查的方法和装置,能够对针对人体组织拍摄的内窥镜图像进行色彩空间转换,使得人体组织的病变区域能够更加凸显出来,实现辅助检查的目的。

[0004] 为了达到上述目的,本发明提供了如下技术方案:

[0005] 一种用于内窥镜辅助检查的方法,包括:

[0006] 获取针对人体组织拍摄的内窥镜图像;

[0007] 对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换;其中,M是大于1的整数;所述预先设定的M种单色光是根据病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性确定的。

[0008] 一种用于内窥镜辅助检查的装置,包括处理器,所述处理器,用于:

[0009] 获取针对人体组织拍摄的内窥镜图像;

[0010] 对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换;其中,M是大于1的整数;所述预先设定的M种单色光是根据病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性确定的。

[0011] 一种非瞬时计算机可读存储介质,所述非瞬时计算机可读存储介质存储指令,所述指令在由处理器执行时使得所述处理器执行如上述的用于内窥镜辅助检查的方法中的步骤。

[0012] 由上面的技术方案可知,本发明中,获取针对人体组织拍摄的内窥镜图像后,根据病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性确定M种单色光,对内窥镜图像进行基于这M种单色光的色彩空间转换,使得人体组织中的病变区域更加凸显出来,因此有助于诊断者识别出病变区域,从而达到辅助检查的目的。

### 附图说明

[0013] 图1是本发明实施例内窥镜辅助检查方法流程图;

[0014] 图2是本发明实施例内窥镜辅助检查装置的结构示意图。

## 具体实施方式

[0015] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,下面结合附图并据实施例,对本发明的技术方案进行详细说明。

[0016] 参见图1,图1是本发明实施例内窥镜辅助检查方法流程图,如图1所示,该方法具体包括以下步骤:

[0017] 步骤101、获取针对人体组织拍摄的内窥镜图像。

[0018] 本步骤中,获取针对待检测的人体组织拍摄的内窥镜图像,以用于后续辅助检查过程。

[0019] 步骤102、对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换;所述预先设定的M种单色光是根据病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性确定的。

[0020] 本发明实施例中,M是大于1的整数;。

[0021] 通常情况下,待检测人体组织正常,则相应内窥镜图像整体上来说是平滑的;待检测人体组织异常,例如因病变而导致待检测人体组织的部分区域凸出和/或变色,则相应内窥镜图像相对来说会不如正常人体组织的平滑,其中病变区域与未病变区域的成像颜色不同。本发明实施例中,通过对内窥镜图像进行颜色空间转换,可以将这种颜色上的不同更加凸显出来,从而使得病变区域可以更容易被识别出来。

[0022] 现有技术中,摄像机的摄像原理是:光源照射到物体上,经过反射,到达摄像机,从而成像。内窥镜的镜头即为一个摄像机,也遵循该摄像原理。

[0023] 内窥镜是被送入到待检测人体组织,通过对人体组织内部的情况进行摄像,得到人体组织内部的图像,即内窥镜图像。人体组织内部的表层部分是一层黏膜,而正常的人体组织黏膜和发生病变的人体组织黏膜对同一单色光的吸收程度是不同的,相同黏膜对不同的单色光的吸收程度也不相同。对于同一黏膜来说,对某一单色光的吸收程度越高,则相应的反射光就越少,成像也就越暗,反之,对该单色光的吸收程度越低,则相应的反射光越多,成像也就越亮。

[0024] 因此,在本发明实施例中,可以基于发生病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性来预先设置M种单色光。这里的吸收特性包括吸收程度。

[0025] 可以预先检测确定病变的人体组织黏膜对每种单色光的吸收程度,从吸收程度超过一定阈值(假设为预设吸收程度阈值)的所有单色光中选择M种单色光,将这M种单色光预先设定为对内窥镜图像进行色彩空间转换时所基于的M种单色光。较佳地,可以直接按照吸收程度从高到低排序,并选择排序最靠前的M种单色光进行预先设置。

[0026] 本发明实施例中,可以通过对内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的多光谱分解,以实现对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换,多光谱分解得到的多光谱图像即为内窥镜图像的颜色空间转换结果。

[0027] 对内窥镜图像进行基于预设该M种单色光的光谱分解的具体方法如下:

[0028] 将所述M种单色光划分为三组,其中第一组单色光仅包含一种单色光,其它两组单色光则可以包括一种或多种单色光;

[0029] 根据每组单色光的光谱密度、内窥镜摄像系统的透射率、以及物体对各光谱的反射率,将内窥镜图像中的每个像素点的像素值转换为所述M种单色光下的像素值。

[0030] 其中,将M种单色光划分为三组的方法具体为:

[0031] 如果M等于2,则将2种单色光的一种划分到第一组,将另一种单色光同时作为第二组和第三组的单色光;

[0032] 如果M大于2,则将M种单色光中一种划分到第一组,将其余单色光分划到第二组和第三组中。

[0033] 本发明实施例中,为了在多光谱分解过程中对内窥镜图像进行各个像素点的像素值转换,除了需要根据病变的人体组织黏膜对每种单色光的吸收程度预先设定M种单色光外,还需要确定对应于病变的人体组织黏膜的吸收程度超过第二预设吸收程度阈值的单色光数量N。

[0034] 根据每组单色光的光谱密度、内窥镜摄像系统的透射率、以及物体对各光谱的反射率,将内窥镜图像中的每个像素点的像素值转换为所述M种单色光下的像素值,可以采用以下公式实现:

$$[0035] \begin{bmatrix} r' \\ g' \\ b' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} \times T \times Q \times \begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}.$$

[0036] 在上述公式中,

[0037]  $\begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}$ 是转换前内窥镜图像中的各像素点的像素值, $\begin{bmatrix} r' \\ g' \\ b' \end{bmatrix}$ 是转换后的多光谱图像中该像素点的像素值;

[0038]  $E_i = [x_1, x_2, \dots, x_N]$ ,其中,如果第i组单色光中包括编号为j的单色光,则 $x_j$ 的取值为编号为j的单色光的光谱密度,否则, $x_j$ 的取值为0。

[0039] T为内窥镜摄像系统的透射率,可以利用公式 $T = \text{diag}(t(\lambda_1), t(\lambda_2), \dots, t(\lambda_N))$ 计算得到,其中, $\lambda_h$ 是编号为h的单色光的波长, $t(\lambda_h)$ 是内窥镜摄像系统在波长 $\lambda_h$ 处的透射率。

[0040] Q是物体对各光谱的反射率,可以根据公式 $OQ = \begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}$ 计算得到,其中,O是内窥镜摄像系统中的光源的光谱密度。

[0041] 以上通过对内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的色彩空间转换之后,可以凸显出人体组织的病变区域。

[0042] 在实际应用中,还可以通过其它方法使得内窥镜图像中的人体组织病变区域更加凸显,至少有以下两种实现方法,下面具体介绍:

[0043] 一、连通域检测方法:

[0044] 通常情况下,人体组织中的病变部位是连成一体的,在内窥镜中的成像也是一个连通的区域,因此可以通过连通域检测确定内窥镜图像中的连通域,将连通域确定为异物位置(即病变组织区域),之后就可以在内窥镜图像中标示所述异物位置,使得医生在检查过程中能够更加聚焦在异物位置,提高检查效率。在内窥镜图像中标示异物位置的方法有多种,例如,高亮显示异物位置。

[0045] 二、色彩增强方法：

[0046] 在对内窥镜图像进行多光谱分解得到多光谱分解图像后,还可以对多光谱分解图像进行色彩增强,使得病变组织区域更加凸显。

[0047] 对多光谱分解图像进行色彩增强的一种实现方法为:将多光谱分解图像中每个像

素点的像素值 $\begin{bmatrix} r' \\ g' \\ b' \end{bmatrix}$ 乘以一个主对角线上的元素均为正数的 $3\times 3$ 矩阵。

[0048] 对多光谱分解图像进行色彩增强的另一种实现方法为:将每个像素点的像素值

$\begin{bmatrix} r' \\ g' \\ b' \end{bmatrix}$ 中的r'、g'、b'均增强预设比例(如20%)。

[0049] 以上对本发明实施例内窥镜辅助检查方法进行了详细说明,本发明还提供了一种内窥镜辅助检查装置,以下结合图2进行详细说明。

[0050] 参见图2,图2是本发明实施例内窥镜辅助检查装置200的结构示意图,该装置包括处理器201和非瞬时性计算机可读存储介质(non-transitory computer readable storage medium)202。

[0051] 非瞬时性计算机可读存储介质202存储可被处理器201执行的指令。

[0052] 所述指令在由处理器201执行时可以使处理器201执行以下操作:

[0053] 获取针对人体组织拍摄的内窥镜图像;

[0054] 对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换;其中,M是大于1的整数;所述预先设定的M种单色光是根据病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性确定的。

[0055] 图2所示装置中,

[0056] 所述吸收特性包括吸收程度;

[0057] 所述处理器201,基于病变的人体组织黏膜对单色光的吸收特性预先设定M种单色光,包括:

[0058] 预先检测确定病变的人体组织黏膜对每种单色光的吸收程度,从吸收程度超过预设吸收程度阈值的所有单色光中选择M种单色光,将选择结果作为预先设定的M种单色光。

[0059] 图2所示装置中,

[0060] 所述处理器201,对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换时,用于:对内窥镜图像进行基于该M种单色光的光谱分解,得到多光谱分解图像。

[0061] 图2所示装置中,

[0062] 所述处理器201,对内窥镜图像进行基于预设该M种单色光的光谱分解时,用于:

[0063] 将所述M种单色光划分为三组,其中第一组单色光仅包含一种单色光;

[0064] 根据每组单色光的光谱密度、内窥镜摄像系统的透射率、以及物体对各光谱的反射率,将内窥镜图像中的每个像素点的像素值转换为所述M种单色光下的像素值。

[0065] 图2所示装置中,

[0066] 所述处理器201,根据每组单色光的光谱密度、内窥镜摄像系统的透射率、以及物

体对各光谱的反射率,将内窥镜图像中的每个像素点的像素值转换为所述M种单色光下的像素值时,采用以下公式实现转换:

$$[0067] \quad \begin{bmatrix} r' \\ g' \\ b' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} \times T \times Q \times \begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}.$$

[0068] 其中,

[0069]  $\begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}$  是转换前内窥镜图像中的各像素点的像素值,  $\begin{bmatrix} r' \\ g' \\ b' \end{bmatrix}$  是转换后的多光谱图像中该像素点的像素值;

[0070]  $E_i = [x_1, x_2, \dots, x_N]$ , 其中,如果第i组单色光中包括编号为j的单色光,则 $x_j$ 的取值为编号为j的单色光的光谱密度,否则, $x_j$ 的取值为0;

[0071] T为内窥镜摄像系统的透射率,利用公式 $T = \text{diag}(t(\lambda_1), t(\lambda_2), \dots, t(\lambda_N))$ 计算得到,其中, $\lambda_h$ 是编号为h的单色光的波长, $t(\lambda_h)$ 是内窥镜摄像系统在波长 $\lambda_h$ 处的透射率;

[0072] Q是物体对各光谱的反射率,根据公式 $OQ = \begin{bmatrix} r \\ g \\ b \end{bmatrix}$ 计算得到,其中O是内窥镜摄像系

统中的光源的光谱密度。

[0073] 图2所示装置中,

[0074] 所述处理器201,将M种单色光划分为三组单色光时,用于:

[0075] 如果M等于2,则将2种单色光的一种划分到第一组,将另一种单色光同时作为第二组和第三组的单色光;

[0076] 如果M大于2,则将M种单色光中一种划分到第一组,将其余单色光分划到第二组和第三组中。

[0077] 图2所示装置中,

[0078] 所述处理器201,在对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换之后,进一步用于:

[0079] 检测确定该经过颜色空间转换的内窥镜图像中的连通域,将连通域在位置确定为异物位置;

[0080] 在内窥镜图像中标示所述异物位置。

[0081] 图2所示装置中,

[0082] 所述处理器201,在对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换之后,进一步用于:

[0083] 对该经过颜色空间转换的内窥镜图像进行色彩增强,以凸显人体病变组织部位。

[0084] 本发明还提供了一种非瞬时计算机可读存储介质,所述非瞬时计算机可读存储介质存储指令,所述指令在由处理器执行时使得所述处理器执行如图1所示的内窥镜辅助检查方法中的步骤。

[0085] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精

神和原则之内，所做的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本发明保护的范围之内。

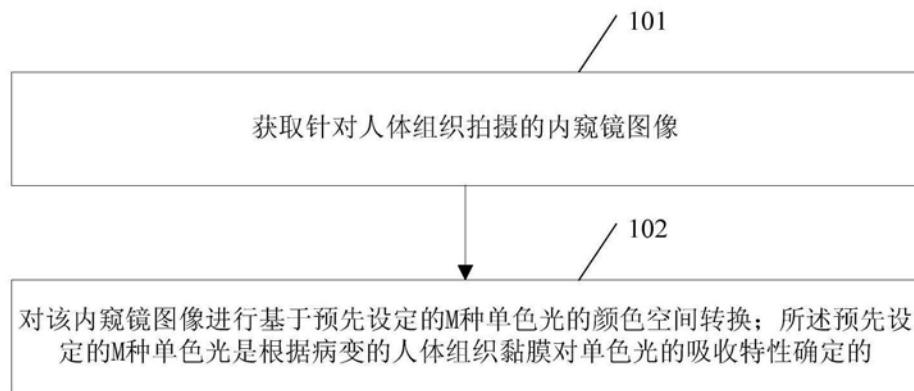


图1

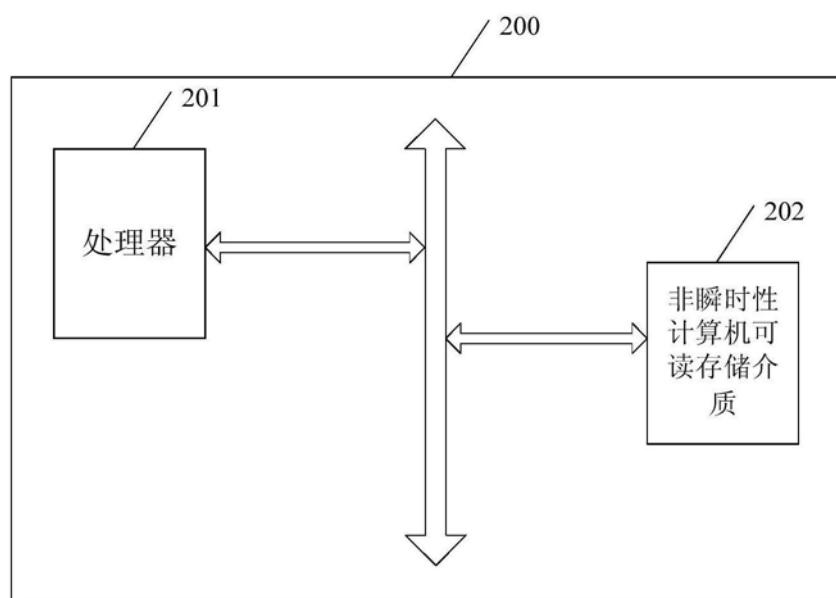


图2

专利名称(译)	一种用于内窥镜辅助检查的方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN111387910A</a>	公开(公告)日	2020-07-10
申请号	CN201811522065.7	申请日	2018-12-13
[标]发明人	陈碧泉		
发明人	陈碧泉		
IPC分类号	A61B1/00 G06T7/00 G06T7/90		
代理人(译)	宋志强		
外部链接	<a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本发明提供了一种内窥镜辅助检查方法和装置，该方法包括：获取针对人体组织拍摄的内窥镜图像；对该内窥镜图像进行基于预先设定的M种单色光的颜色空间转换，以凸显内窥镜图像中的人体组织病变区域。本发明能够对针对人体组织拍摄的内窥镜图像进行色彩空间转换，使得人体组织的病变区域更加凸显出来，实现辅助检查的目的。

