



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104116485 A

(43) 申请公布日 2014. 10. 29

(21) 申请号 201410168802. 3

(22) 申请日 2014. 04. 24

(30) 优先权数据

2013-094730 2013. 04. 26 JP

(71) 申请人 HOYA 株式会社

地址 日本东京都新宿区中落合二丁目7番5号

申请人 国立大学法人京都大学

(72) 发明人 池本洋祐 仲濑裕志 松浦稔

吉野琢哉 樋口浩和

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司

公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

(51) Int. Cl.

A61B 1/05 (2006. 01)

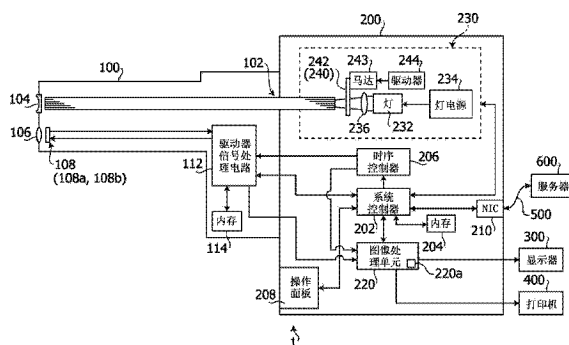
权利要求书3页 说明书10页 附图9页

(54) 发明名称

损伤评估信息生成器及其方法

(57) 摘要

本发明涉及损伤评估信息生成器及其方法。一种损伤评估信息生成器,包括颜色信息确定器,其基于取得的内窥镜彩色图像数据,确定内窥镜图像的每个像素的色相值和饱和度值,相关值确定器,其对于内窥镜图像的至少一部分像素,基于每个单独像素的色相值与参考颜色数据的参考色相值之间色相相关值,和每个单独像素的饱和度值与参考颜色数据的参考饱和度值之间的饱和度相关值,确定每个单独像素的颜色信息与参考颜色数据之间的相关值,和评估值生成器,其通过整合每个单独像素的相关值,生成评估内窥镜图像中损伤的严重度的评估值。



1. 一种损伤评估信息生成器,包括:

图像数据取得器,所述图像数据取得器被配置为,取得内窥镜彩色图像数据,所述内窥镜彩色图像数据表示显示损伤的内窥镜图像;

颜色信息确定器,所述颜色信息确定器被配置为,基于所述取得的内窥镜彩色图像数据,确定包括于所述内窥镜图像的每个像素的色相值和饱和度值;

相关值确定器,所述相关值确定器被配置为,对于所述内窥镜图像的至少一部分像素,确定相关值,所述相关值表示每个单独像素的颜色信息与参考颜色数据之间的相关,基于:

色相相关值,所述色相相关值表示每个单独像素的所述的确定的色相值与所述参考颜色数据的参考色相值之间的相关;和

饱和度相关值,所述饱和度相关值表示每个单独像素的所述的确定的饱和度值与所述参考颜色数据的参考饱和度值之间的相关;和

评估值生成器,所述评估值生成器被配置为,通过从整合对于每个单独像素确定的所述相关值得到所述相关值的总和,生成评估所述内窥镜图像中损伤的严重度的评估值。

2. 根据权利要求1所述的损伤评估信息生成器,

其中所述相关值确定器进一步被配置为:

在由色相值坐标轴和饱和度值坐标轴定义的二维坐标上,基于每个单独像素的所述的确定的色相值与所述参考颜色数据的所述参考色相值之间的色相距离,确定色相相关值;

在由色相值坐标轴和饱和度值坐标轴定义的二维坐标上,基于每个单独像素的所述的确定的饱和度值与所述参考颜色数据的所述参考饱和度值之间的饱和度距离,确定饱和度相关值;和

基于所述的确定的色相相关值和所述的确定的饱和度相关值,确定每个单独像素的颜色信息与所述参考颜色数据之间的相关值。

3. 根据权利要求2所述的损伤评估信息生成器,

其中所述相关值确定器进一步被配置为,通过将所述的确定的色相相关值乘以所述的确定的饱和度相关值,确定每个单独像素的颜色信息与所述参考颜色数据之间的相关值。

4. 根据权利要求3所述的损伤评估信息生成器,

其中所述色相相关值为在从0到1的范围内的标准化值,

其中,当所述色相距离的绝对值大于预先设定的距离值时,所述色相相关值等于0,而且

其中,当所述色相距离的绝对值小于等于所述的预先设定的距离值时,所述色相距离的所述绝对值越小,所述色相相关值越接近1。

5. 根据权利要求3或4所述的损伤评估信息生成器,

其中所述饱和度相关值为在从0到1的范围内的标准化值,

其中,当所述的确定的饱和度值小于所述参考颜色数据的所述参考饱和度值,且所述饱和度距离小于预先设定的饱和度值时,所述饱和度相关值等于0,

其中,当所述的确定的饱和度值小于所述参考颜色数据的所述参考饱和度值,且所述饱和度距离的绝对值小于等于所述的预先设定的饱和度值时,所述饱和度距离的所述绝对值越小,所述饱和度相关值越接近1,而且

其中,当所述的确定的饱和度值大于等于所述参考颜色数据的所述参考饱和度值时,不管所述饱和度距离的所述绝对值,所述饱和度相关值等于 1。

6. 根据权利要求 1 所述的损伤评估信息生成器,

其中所述颜色信息确定器进一步被配置为,通过转化所述的取得的内窥镜彩色图像数据的颜色空间为 HSI 颜色空间和 HSV 颜色空间中的一个,确定每个单独像素的所述色相值和所述饱和度值。

7. 根据权利要求 1 或 6 所述的损伤评估信息生成器,

其中所述颜色信息确定器进一步被配置为,基于所述的取得的内窥镜彩色图像数据,以及所述色相值和所述饱和度值,确定包括于所述内窥镜图像的每个单独像素的亮度值,

其中所述相关值确定器包括饱和度值修正器,所述饱和度值修正器被配置为利用所述的确定的亮度值修正所述饱和度值,而且

其中所述相关值确定器进一步被配置为,利用所述已修正的饱和度值,确定每个单独像素的所述颜色信息与所述参考颜色数据之间的相关值。

8. 根据权利要求 7 所述的损伤评估信息生成器,

其中所述饱和度值修正器进一步被配置为,基于下面的表达式,修正所述饱和度值:

$$\begin{bmatrix} INT_{-correction} \\ SAT_{-correction} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} INT \\ SAT \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} REFER_{-INT} \\ REFER_{-SAT} \end{bmatrix}, \text{ 其中}$$

INT 和 SAT 分别表示所述亮度值和所述饱和度值,

REFER_{INT} 和 REFER_{SAT} 分别表示参考亮度值和所述参考颜色数据的所述参考饱和度值,

θ 表示对应于所述参考亮度值与所述参考颜色数据的所述参考饱和度值之间的相关系数的角度,而且

INT_{correction} 和 SAT_{correction} 分别表示已修正的亮度值和所述已修正的饱和度值。

9. 根据权利要求 1 或 8 所述的损伤评估信息生成器,

其中所述参考颜色数据为血液颜色数据。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的损伤评估信息生成器,

其中所述颜色信息确定器包含损伤像素确定器,所述损伤像素确定器被配置为,确定每个单独像素是否为将至少一部分损伤成像的损伤像素,而且

其中所述相关值确定器进一步被配置为,只为被确定为损伤像素的每个像素确定所述的相关值。

11. 根据权利要求 1 或 2 所述的损伤评估信息生成器,还包含被配置为显示所述的生成的评估信息的显示器。

12. 根据权利要求 11 所述的损伤评估信息生成器,还包含颜色信息替换器,所述颜色信息替换器被配置为,替换每个单独像素的所述颜色信息为与为每个单独像素确定的所述相关值相联系的替换的颜色信息,

其中,所述显示器进一步被配置为,显示其中的每个单独像素具有所述与所述相关值相联系的替换的颜色信息的图像。

13. 一种被配置为由处理器实施的方法,所述处理器与图像数据取得器结合,所述图像数据取得器被配置为取得内窥镜彩色图像数据,所述内窥镜彩色图像数据表示显示损伤的

内窥镜图像,所述方法包括,

基于所述取得的内窥镜彩色图像数据,确定包括于所述内窥镜图像的每个像素的色相值和饱和度值;

对于所述内窥镜图像的至少一部分像素,确定相关值,所述相关值表示每个单独像素的颜色信息与参考颜色数据之间的相关,基于:

色相相关值,所述色相相关值表示每个单独像素的所述的确定的色相值与所述参考颜色数据的参考色相值之间的相关;和

饱和度相关值,所述饱和度相关值表示每个单独像素的所述的确定的饱和度值与所述参考颜色数据的参考饱和度值之间的相关;和

通过从整合为每个单独像素确定的所述相关值得到所述相关值的总和,生成评估所述内窥镜图像中损伤的严重度的评估值。

损伤评估信息生成器及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于评估患者的损伤严重度的设备的方法,特别是,用于生成评估信息的损伤评估信息生成器的方法,此评估信息用以基于内窥镜彩色图像的颜色信息评估损伤严重度。

背景技术

[0002] 一般而言,损伤具有不同于正常粘膜组织颜色的颜色。随着彩色内窥镜设备性能的提高,识别其颜色与正常组织颜色稍微不同的损伤正成为可能。然而,为了获得基于内窥镜图像上如此微小的颜色差异来从正常组织区分出损伤的能力,彩色内窥镜设备的操作员需要由熟练人员长时间训练。另外,甚至对熟练的操作员来说,基于如此微小的颜色差异来从正常组织区分出损伤也不容易,并且这需要仔细的操作。鉴于此问题,电子内窥镜设备已被提出,其被配置为,进行颜色转化过程,此过程突出用白光捕捉的内窥镜图像数据中的颜色差异,以便更容易地识别损伤(例如,参见日本专利临时公布 No. 2009-106424,其在下文中被称为'424)。

发明内容

[0003] 由'424 公开的电子内窥镜设备所生成的图像使得,相对于通常的内窥镜图像,从正常组织区分损伤更容易。但是,损伤根据其损伤严重度显示出细微的颜色变化。因此,尽管无经验的操作员可以使用如同'424 中公开的方法从正常组织中区分损伤,但对于无经验的操作员来说,很难精确地评估损伤严重度。另外,甚至对于熟练的操作员来说,做出客观且可重复的评估是不可能的(不取决于操作员的技能水平)。这是因为,通常,损伤严重度是否被恰当地评估取决于基于操作员个人的经验和知识的图像阅读技能。

[0004] 本发明的各方面有益于提出一个或多个对于损伤评估信息生成器的改进方法,这些方法使得进行损伤严重度的客观且可重复的评估成为可能。

[0005] 根据本发明的各方面,提供了损伤评估信息生成器,其包括:图像数据取得器,其被配置为取得内窥镜彩色图像数据,此数据表示显示损伤的内窥镜图像;颜色信息确定器,其被配置为,基于取得的内窥镜彩色图像数据,确定包括在内窥镜图像中的每个像素的色相值和饱和度值;相关值确定器,其被配置为对于内窥镜图像的至少一部分像素确定相关值,此相关值表示每个单独像素的颜色信息与参考颜色数据之间的相关,其基于色相相关值,此相关值表示每个单独像素的已确定的色相值与参考颜色数据的参考色相值之间的相关,以及饱和度相关值,此相关值表示每个单独像素的已确定的饱和度值与参考颜色数据的参考饱和度值之间的相关;和评估值生成器,其被配置为,通过得到相关值的总和,生成评估内窥镜图像中损伤严重度的评估值,此相关值的总和从整合为每个单独像素确定的相关值得到。

[0006] 根据本发明的各方面,还提供了被配置为由与图像数据取得器结合的处理器的方法,其中的图像数据取得器被配置为,取得内窥镜彩色图像数据,此数据表示显示损伤

的内窥镜图像。此方法包括,基于取得的内窥镜彩色图像数据,确定包括在内窥镜图像中的每个像素的色相值和饱和度值;对于内窥镜图像的至少一部分像素确定相关值,此相关值表示每个单独像素的颜色信息与参考颜色数据之间的相关,其基于色相相关值,此相关值表示每个单独像素的已确定的色相值与参考颜色数据的参考色相值之间的相关,以及饱和度相关值,此相关值表示每个单独像素的已确定的饱和度值与参考颜色数据的参考饱和度值之间的相关;以及,通过得到相关值的总和,生成评估内窥镜图像中损伤严重度的评估值,此相关值的总和从整合为每个单独像素确定的相关值得到。

附图说明

[0007] 图 1 为框图,图示了根据本发明各方面的实施方式中的电子内窥镜设备的配置。

[0008] 图 2 为流程图,图示了根据本发明各方面的实施方式中的、由电子内窥镜设备的处理器执行的、损伤评估信息生成过程的程序。

[0009] 图 3 为流程图,图示了根据本发明各方面的实施方式中的、作为损伤评估信息生成过程的子程序的图 2 所示的 S11(探测损伤像素)的程序。

[0010] 图 4 为根据本发明各方面的实施方式中的、通过绘制生物组织图像的像素数据而得到的散点图,其中的生物组织图像提取自大量炎症性肠病(IBD)患者的内窥镜图像数据。

[0011] 图 5 为流程图,图示了根据本发明各方面的实施方式中的、作为损伤评估信息生成过程的子程序的图 2 所示的 S13(确定每个损伤像素的分值)的程序。

[0012] 图 6A 为根据本发明各方面的实施方式中的、取自大量 IBD 病例的血液样品数据的散点图,其中饱和度值未被修正。

[0013] 图 6B 为根据本发明各方面的实施方式中的、取自大量 IBD 病例的血液样品数据的散点图,其中饱和度值已被修正。

[0014] 图 7A 为根据本发明各方面的实施方式中的、血液样品数据以及内窥镜图像中损伤区域和正常区域的像素数据的散点图(分布图),其中饱和度值未被修正。

[0015] 图 7B 为根据本发明各方面的实施方式中的、血液样品数据以及内窥镜图像中损伤区域和正常区域的像素数据的散点图(分布图),其中饱和度值已被修正。

[0016] 图 8A 为图示了根据本发明各方面的实施方式中的、对于每个损伤像素的色相距离和饱和度距离如何被定义的示意图。

[0017] 图 8B 为根据本发明各方面的实施方式中的、定义色相距离和色相相关值之间关系的色相相关表。

[0018] 图 8C 为根据本发明各方面的实施方式中的、定义饱和度距离和饱和度相关值之间关系的饱和度相关表。

[0019] 图 9 为根据本发明各方面的实施方式中的显示颜色表的概念图,此显示颜色表中相关值与预先设定的显示颜色相联系。

[0020] 图 10 举例说明根据本发明各方面的实施方式中的、显示在显示器屏幕上的评估图像。

具体实施方式

[0021] 应当注意,下文的描述中,元件之间提出了多样的连接。应当注意,除非特别说明,一般而言这些连接可能是直接的或间接的,而且此种特殊说明无意就此成为限制性的。本发明的各方面可以实现于电路(例如专用集成电路)或作为计算机可读媒体上的可存储程序的计算机软件,计算机可读媒体包括但不限于 RAM,ROM,闪存,EEPROM,CD 媒体,DVD 媒体,临时存储,硬盘驱动器,软盘驱动器,永久存储器,等等。

[0022] 在下文中,根据本发明的各方面的实施方式会参照说明书附图描述。

[0023] 图 1 为框图,图示了实施方式中的电子内窥镜设备 1 的配置。如图 1 所示,电子内窥镜设备 1 包括电子镜 100,处理器 200,显示器 300,打印机 400。

[0024] 处理器 200 包括系统控制器 202 和时序控制器 206。系统控制器 202 被配置为执行存储于内存 204 的处理器可执行程序,并且整体上控制电子内窥镜设备 1。另外,系统控制器 202 被配置为,根据用户(例如操作员或助手)通过操作面板 208 输入的指令,更新电子内窥镜设备 1 的多种设置。时序控制器 206 被配置为,向电子内窥镜设备 1 中的电路发送时钟脉冲,该时钟脉冲用以调整包括在电子内窥镜设备 1 中的单独元件的处理/操作的时序。

[0025] 处理器 200 包括光源 230,其被配置为提供照明光至电子镜 100。光源 230 包括灯 232、灯电源 234、凸透镜 236 和光量调整器 240。灯 232 为高亮灯,其被配置为,灯电源 234 提供驱动电能时,发射白色照明光。例如,灯 232 的例子可以包括(但不限于)氙气灯、金属卤化物灯、水银灯和卤钨灯。灯 232 发射的照明光被凸透镜 236 聚焦,然后通过光量调整器 240,被投射到电子镜 100 的 LCB(光导束)102 的入射端面。

[0026] 光量调整器 240 被配置为,在系统控制器 202 的控制下,调整入射到 LCB102 入射端面的照明光的量。光量调整器 240 包括快门 242、马达 243 和驱动器 244。驱动器 244 被配置为,产生驱动电流以驱动马达 243,并向马达 243 提供驱动电流。快门 242 被配置为,当被马达 243 驱动时,改变可变的开口并且调整从开口发送的照明光的量。

[0027] 通过入射端面射入 LCB102 的照射光,通过 LCB102 发送并在 LCB102 的出射端面发射,出射端面置于电子镜 100 的远端部分。然后,通过配光透镜 104,照明光被投射到物体上。物体的反射光通过物镜 106 发送,以在固态图像传感器 108 的光接收表面形成光学图像。

[0028] 固态图像传感器 108 是单色 CCD(电子耦合器件)图像传感器,包括多种滤光片,例如 IR(红外)截止滤光片 108a 和 Bayer 阵列彩色滤光片 108b,其被置于传感器 108 的光接收表面上。固态图像传感器 108 被配置为,根据光接收表面上形成的光学图像,生成原色信号 R(红)、G(绿)、B(蓝)。

[0029] 电子镜 100 还包括驱动器信号处理电路 112,其被置于电子镜 100 的连接部分内。驱动器信号处理电路 112 被配置为,对于接收自固态图像传感器 108 的原色信号进行预先设定的信号处理(例如颜色插值,矩阵运算,和 Y/C 分离),以生成图像信号(例如照度信号 Y,色差信号 Cb 和 Cr),并发送生成的图像信号至处理器 200 的图像处理单元 220。驱动器信号处理电路 112 被配置为,访问内存 114 以读取电子镜 100 的特定信息。电子镜 100 的特定信息包括,例如,像素个数、感光度、有效帧率和固态图像传感器 108 的型号。驱动器信号处理电路 112 还被配置为,发送从内存 114 读取的特定信息至系统控制器 202。

[0030] 系统控制器 202 被配置为,基于电子镜 100 的特定信息,进行多种数学运算,并生

成控制信号。另外,系统控制器 202 被配置为,利用生成的控制信号,控制处理器 200 中的电路的运算和时序,以执行适合于当前与处理器 200 连接的电子镜 100 的过程。

[0031] 时序控制器 206 被配置为,根据系统控制器 202 的时序控制,向驱动器信号处理电路 112 和图像处理单元 220 提供时钟脉冲。驱动器信号处理电路 112 被配置为,根据时序控制器 206 提供的时钟脉冲,以与处理器 200 处理的图像帧率同步的时序,驱动并控制固态图像传感器 108。

[0032] 图像处理单元 220 被配置为,在系统控制器 202 的控制下,基于从驱动器信号处理电路 112 接收到的图像信号,生成视频信号以在显示器 300 的屏幕上显示图像(例如内窥镜图像),并且发送生成的视频信号至显示器 300。从而,通过显示在显示器 300 屏幕上的内窥镜图像,操作员可以做出(例如,在胃肠道内的)组织的诊断。

[0033] 处理器 200 经过 NIC(网卡)210 和网络 500 与服务器 600 连接。处理器 200 被配置为,从服务器 600 下载内窥镜检查的信息(例如患者电子病例的信息和操作员的信息)。下载的信息可以显示于,例如,显示器 300 的屏幕或操作面板 208。另外,处理器 200 被配置为,向服务器 600 上传内窥镜检查的结果(例如内窥镜图像数据,内窥镜检查条件,图像分析结果,以及临床所见和操作员观点),以保存内窥镜检查的结果。

[0034] [损伤评估信息生成过程]

[0035] 图 2 为流程图,图示了由处理器 200 执行的损伤评估信息生成过程的程序。下述的损伤评估信息生成过程是在电子镜 100 成像的视野内进行炎症性肠病(IBD)损伤(例如脊液血色症损伤,包括水肿和出血损伤)严重度的客观评估的过程。在损伤评估信息生成过程中,一般而言,例如,按照位于光接收表面左上角的像素的预先设定的像素地址的顺序,对于内窥镜彩色图像数据中包含的每个单独的像素,确定被检查像素是否是成像为局部损伤的像素(下文中称为损伤像素)。然后确定分值,此分值表示由确定为损伤像素的、将局部损伤严重度成像的像素。对每个损伤像素确定分值后,基于全部确定的分值,确定评估损伤严重度的评估值(评估信息)。评估值是通过执行图 2 中所示的损伤评估信息生成过程所确定的可重复的数值数据。因此,通过取得评估值,操作员可以做出损伤严重度的客观评估。

[0036] [图 2 中的 S11(探测损伤像素)]

[0037] 损伤评估信息生成过程(见图 2)的 S11 中,处理器 200 确定被检查像素(x,y)是否为损伤像素。通过执行 S11 以探测损伤像素,下列步骤中被检查像素限于被探测的损伤像素。从而,减少损伤评估信息生成过程中被执行的运算的总数量是可能的。图 3 为流程图,图示了作为损伤评估信息生成过程的子程序的 S11 的程序。

[0038] (图 3 中的 S11a)

[0039] S11a 中(见图 3),对于被检查像素(x,y),处理器 200 转化从驱动器信号处理电路 112 接收的图像信号(照度信号 Y,色差信号 Cb 和 Cr)为具有预先设定的矩阵系数的原色信号(R、G 和 B)。

[0040] (图 3 中的 S11b)

[0041] S11b 中,处理器 200 将由三原色 R、G 和 B 定义的 RGB 颜色空间中的像素值(R(x,y),G(x,y),B(x,y))转化为由三个因子色相、饱和度和亮度定义的 HSI(色相-饱和度-亮度)颜色空间中的像素值(H(x,y),S(x,y),I(x,y))。已转化的像素值

($H(x, y), S(x, y), I(x, y)$) 存储于图像处理单元 220 中的内存 220a。应当注意, RGB 颜色空间中的像素值 ($R(x, y), G(x, y), B(x, y)$) 可以被转化为由三个因子色相、饱和度和明度定义的 HSV(色相-饱和度-明度) 颜色空间中的像素值 ($H(x, y), S(x, y), V(x, y)$), 而不是 HSI 颜色空间中的像素值 ($H(x, y), S(x, y), I(x, y)$)。

[0042] (图 3 中的 S11c)

[0043] S11c 中, 基于 $H(x, y)$ (即, 像素 (x, y) 的色相) 和 $S(x, y)$ (即, 像素 (x, y) 的饱和度), 处理器 200 确定被检查像素 (x, y) 是否是损伤像素。图 4 图示了, 作为 S11c 使用的参考数据的, 通过绘制生物组织图像的像素数据 (即, $H(x, y)$ 和 $S(x, y)$ 的数据对) 得到的散点图, 其中生物组织图像的像素数据从大量 IBD 患者的内窥镜图像数据中提取。图 4 所示的散点图被分割为由长短虚线所围的区域 A 和不同于区域 A 的区域 B。区域 A 包括, 由熟练掌握诊断性内窥镜检查的医生确定的、将 IBD 发炎点成像的像素中大多数像素数据。区域 B 包括, 由熟练掌握诊断性内窥镜检查的医生确定的、将正常点成像的像素中大多数像素数据。这样, 区域 A 和 B 是基于发明人的经验和知识被定义的, 并被视作发明人的研究成果 (可交付成果)。

[0044] S11c 中, 处理器 200 确定被检查像素 (x, y) 的像素数据 ($H(x, y), S(x, y)$) 是否被绘制于区域 A。特别地, 当确定下面的表达式 (1) 和 (2) 被满足时 (S11c: 是), 处理器 200 确定被检查像素 (x, y) 的像素数据 ($H(x, y), S(x, y)$) 被绘制于区域 A。同时, 当确定表达式 (1) 和 (2) 中至少一个不被满足时 (S11c: 否), 处理器 200 确定被检查像素 (x, y) 的像素数据 ($H(x, y), S(x, y)$) 不被绘制于区域 A。应当注意, 表达式 (1) 和 (2) 中, δ_{H1} 、 δ_{S1} 和 δ_{S2} 为可由操作员设定的修正值。操作员可以根据需要通过改变修正值 δ_{H1} 、 δ_{S1} 和 δ_{S2} 来调整 S11c 中的确定的严密性 (灵敏度)。

[0045] $130 + \delta_{H1} \leq H(x, y)$ 表达式 (1)

[0046] $60 + \delta_{S1} \leq S(x, y) \leq 100 + \delta_{S2}$ 表达式 (2)

[0047] (图 3 中的 S11d)

[0048] 将被绘制于区域 A 的具有像素数据 ($H(x, y), S(x, y)$) 的像素 (x, y) 被确定为将 IBD 发炎点成像的像素 (即, 损伤像素) (S11c: 是)。内存 220a 存储了标志表, 其包含标志 $f(x, y)$, 标志 $f(x, y)$ 对应包括在内窥镜彩色图像数据内的每个像素 (x, y) 。S11d 中, 处理器 200 将已确定为损伤像素的像素 (x, y) 对应的标志 $f(x, y)$ 设定为值“1”。

[0049] (图 3 中的 S11e)

[0050] 同时, 将被绘制于区域 B 的具有像素数据 ($H(x, y), S(x, y)$) 的像素 (x, y) 被确定为将正常组织成像的像素 (S11c: 否)。S11e 中, 处理器 200 将已确定为将正常组织成像的像素 (x, y) 对应的标志 $f(x, y)$ 设定为值“0”。

[0051] [图 2 中的 S12(确定标志值)]

[0052] S12 中 (见图 2), 处理器 200 确定 S11d 或 S11e 中设定的标志 $f(x, y)$ 的值是否等于“1”。当确定设定的 $f(x, y)$ 的值等于“1” (S12: 是), 处理器 200 转到 S13, 其中处理器 200 确定 (计算) 对于被检查像素 (x, y) 的发炎点的分值。同时, 当确定设定的 $f(x, y)$ 的值等于“0” (S12: 否), 处理器 200 转到 S16 而不执行 S13 至 S15, 因为处理器 200 不需要确定被检查像素的分值。

[0053] [图 2 中的 S13(确定每个损伤像素的分值)]

[0054] S13 中,处理器 200 确定(计算)被检查像素(x, y)的发炎点的分值。图 5 为流程图,图示了作为损伤评估信息生成过程的子程序的 S13 的程序。

[0055] (图 5 中的 S13a)

[0056] S13a(见图 5)中,处理器 200 从内存 220a 中读取被检查的损伤像素(x, y)的像素数据(H(x, y), S(x, y), I(x, y))。

[0057] (图 5 中的 S13b)

[0058] 照明物体的照明光的照度在视野中并不小的角度内是不均匀的。而且,已知的是,IBD 的炎症伴随着血管的扩张和血浆组分从血管中的泄露,以及发炎点上的表面上的正常粘膜随着 IBD 症状的进展而更多地掉落。因此,同样已知的是,随着 IBD 症状的进展,发炎点的颜色变得更接近于血液颜色。而且,已知的是,血液颜色的饱和度和亮度具有互相之间的负相关。从这些事实,发明人获得了下列发现和知识。由于照明光照度的不均匀,发炎点的亮度包含潜在误差,而且亮度的误差对发炎点的饱和度有影响,其中发炎点的颜色接近于血液颜色(就是说,由于照明光照度的不均匀,发炎点的饱和度具有误差)。这样, S13b 中,处理器 200 基于亮度值 I(x, y) 修正被检查的损伤像素(x, y)的饱和度值 S(x, y)。特别地,在 S13b 中,饱和度值 S(x, y) 基于表达式(3) 被修正。

$$[0059] \begin{bmatrix} INT_{\text{correction}} \\ SAT_{\text{correction}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} INT \\ SAT \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} REFER_{\text{INT}} \\ REFER_{\text{SAT}} \end{bmatrix} \quad \text{表达式 (3)}$$

[0060] 表达式(3)中,INT 和 SAT 分别表示被检查的损伤像素(x, y)的亮度值 I(x, y) 和饱和度值 S(x, y)。REFER_{INT} 和 REFER_{SAT} 分别表示作为参考值的血液样本数据的亮度值和饱和度值。 θ 表示对应于血液样本数据的亮度值与饱和度值之间的相关系数的角度。INT_{correction} 和 SAT_{correction} 分别表示被检查的损伤像素(x, y)的已修正的亮度值和已修正的饱和度值。应当注意,发明人发现,血液样本数据的亮度值与饱和度值之间的相关系数被确定为 -0.86 ($\theta = 149.32$)。

[0061] 这样,通过使用亮度值 I(x, y) 修正饱和度值 S(x, y),修正由照明光照度的不均匀引起的饱和度值 S(x, y) 的误差是可能的。

[0062] 图 6A 和 6B 为从大量 IBD 病例中取得的血液样本数据的散点图。图 6A 和 6B 中,纵轴表示饱和度值 S,横轴表示亮度值 I。图 6A 为散点图,其中,饱和度值 S 没有使用表达式(3) 修正。图 6B 为散点图,其中,饱和度值 S 使用表达式(3) 修正。如图 6A 所示,血液样本数据具有广泛变化的饱和度值 S。同时,如图 6B 所示,使用了表达式(3) 的修正抑制血液样本数据的饱和度值 S 的变化。就是说,血液样本数据的饱和度值 S 大体上为常数,而不管其亮度值 I。

[0063] 图 7A 和 7B 为血液样本数据和内窥镜图像中区域 R₁、R₂ 和 R₃ 的像素数据的散点图(分布图)。另外,图 7A 图示了内窥镜图像,以视觉化可识别的方式展示内窥镜图像与区域 R₁、R₂ 和 R₃ 之间的对应关系。区域 R₁ 和 R₂ 为包括损伤像素的损伤区域。区域 R₃ 为包括将正常组织成像的像素的正常区域。图 7A 和 7B 中,纵轴表示色相值 H(x, y),横轴表示饱和度值 S(x, y)。图 7A 为分布图,其中,饱和度值 S(x, y) 没有使用表达式(3) 修正,而且在血液样本数据的单独个体间广泛变化。图 7B 为分布图,其中,饱和度值 S(x, y) 使用表达式(3) 修正,以抑制血液样本数据的饱和度值 S(x, y) 的变化。

[0064] 如上所述,发炎点上的表面上的正常粘膜随着 IBD 症状的进展而更多地掉落,使得发炎点的颜色变成更亮的红色(有更高饱和度的红色),以更接近血液颜色。同时,随着 IBD 症状减轻,发炎点上的表面的正常粘膜的更厚的层在保持,使得发炎点的颜色变成更暗的红色(有更低饱和度的红色)。因此,更严重的发炎点具有与血液颜色更高的相关。在图 7A 和 7B 所示的例子中,损伤区域 R_1 的 IBD 症状比损伤区域 R_2 的 IBD 症状严重。如图 7A 所示,未被修正的饱和度值 $S(x, y)$ 中,损伤区域 R_1 和损伤区域 R_2 间有微小的差异,原因是照明光照度的不均匀导致的饱和度值 $S(x, y)$ 的变化。然而,可以识别出,相对于损伤区域 R_2 的饱和度值,损伤区域 R_1 的饱和度值更接近于血液样品数据的饱和度值。同时,如图 7B 所示,已被修正的饱和度值 $S(x, y)$ 中,损伤区域 R_1 和损伤区域 R_2 间有更多的确定的差异,因为照明光照度的不均匀导致的饱和度值 $S(x, y)$ 的变化被抑制了。另外,可以清晰地识别出,损伤区域 R_1 的饱和度值更接近于血液样品数据的饱和度值。这样,相对于未修正的饱和度值 $S(x, y)$,修正的饱和度值 $S(x, y)$ 更准确地反应发炎点的严重度。因此,通过修正饱和度值 $S(x, y)$,改善评估炎症严重度的准确性是可能的。

[0065] (图 5 中的 S13c)

[0066] S13(见图 2)中,处理器 200 基于一般规则确定(计算)相关值(分值),此规则为,图 7B 所示的分布图上数据点彼此更接近地分布,则数据点互相之间更接近地相关。图 8A 提供关于确定相关值的过程的补充解释。图 8A 中,饱和度值 $S(x, y)$ 已被修正,损伤像素的色相值 $H(x, y)$ 与血液样本数据的重心 C 的中心的色相值 $H(x_c, y_c)$ 间的距离被定义为色相距离 D_{HUE} 。另外,损伤像素的已修正的饱和度值 $S(x, y)$ 与血液样本数据的重心 C 的中心的已修正的饱和度值 $S(x_c, y_c)$ 间的距离被定义为饱和度距离 D_{SAT} 。

[0067] 图 8B 为色相相关表,定义了色相距离 D_{HUE} 与色相相关值 HCV 之间的关系。例如,色相相关值 HCV 可以是标准化的值(从 0.0 到 1.0)。色相相关表存储于内存 220a。图 8B 中,当损伤像素的色相距离 D_{HUE} 等于 0 时,损伤像素的色相值 $H(x, y)$ 与血液样本数据的重心 C 的中心的色相值 $H(x_c, y_c)$ 一致。当损伤像素的色相距离 D_{HUE} 小于 0 时(即,当其具有负值时),损伤像素的色相值 $H(x, y)$ 小于血液样本数据的重心 C 的中心的色相值 $H(x_c, y_c)$ 。当损伤像素的色相距离 D_{HUE} 大于 0 时(即,当其具有正值时),损伤像素的色相值 $H(x, y)$ 大于血液样本数据的重心 C 的中心的色相值 $H(x_c, y_c)$ 。当损伤像素的色相距离 D_{HUE} 在 -30 度到 +30 度的范围(下文中称为“色相估计范围 R_{11} ”)内时,对应于损伤像素的发炎点具有与血管的红色相同或接近的颜色。因此,如图 8B 所示,在色相估计范围 R_{11} 中,色相距离 D_{HUE} 的绝对值越小,色相相关值 HCV 越大(即,色相相关值 HCV 越接近于 1)。同时,当损伤像素的色相距离 D_{HUE} 在色相估计范围 R_{11} 之外(下文中称为“超越色相估计范围 R_{12} ”)时,对应于损伤像素的发炎点具有不再与血管的红色接近的颜色。因此,如图 8B 所示,在超越色相估计范围 R_{12} 中,色相相关值 HCV 均匀地等于 0。

[0068] S13c 中,处理器 200 确定被检查的损伤像素 (x, y) 的色相距离 D_{HUE} 是否在色相估计范围 R_{11} 内。

[0069] (图 5 中的 S13d)

[0070] 当确定被检查的损伤像素 (x, y) 的色相距离 D_{HUE} 在色相估计范围 R_{11} 内时(S13c: 是),处理器 200,根据色相距离 D_{HUE} ,依照色相相关表,向被检查的损伤像素 (x, y) 提供色相相关值 HCV(S13d)。

[0071] (图 5 中的 S13e)

[0072] 当确定被检查的损伤像素 (x, y) 的色相距离 D_{HUE} 在超越色相估计范围 R_{12} 内时 (S13c : 否), 处理器 200, 依照色相相关表, 向被检查的损伤像素 (x, y) 提供等于 1 的色相相关值 HCV (S13e)。

[0073] (图 5 中的 S13f)

[0074] 图 8C 为饱和度相关表, 定义了饱和度距离 D_{SAT} 与饱和度相关值 SCV 之间的关系。例如, 饱和度相关值 SCV 可以是标准化的值 (从 0.0 到 1.0)。饱和度相关表存储于内存 220a。图 8C 中, 当损伤像素的饱和度距离 D_{SAT} 等于 0 时, 损伤像素的饱和度值 $S(x, y)$ 与血液样本数据的重心 C 的中心的饱和度值 $S(x_C, y_C)$ 一致。当损伤像素的饱和度距离 D_{SAT} 小于 0 时 (即, 当其具有负值时), 损伤像素的饱和度值 $S(x, y)$ 小于血液样本数据的重心 C 的中心的饱和度值 $S(x_C, y_C)$ 。当损伤像素的饱和度距离 D_{SAT} 大于 0 时 (即, 当其具有正值时), 损伤像素的饱和度值 $S(x, y)$ 大于血液样本数据的重心 C 的中心的饱和度值 $S(x_C, y_C)$ 。当损伤像素的饱和度距离 D_{SAT} 在大于等于 0 的范围 (下文中称为“饱和度一致范围 R_{21} ”) 内时, 对应于损伤像素的发炎点处于严重发炎状态, 此时, 正常粘膜掉落, 而且发炎点具有与血液的亮红色非常接近的颜色。因此, 如图 8C 所示, 在饱和度一致范围 R_{21} , 饱和度相关值 SCV 均匀地等于 0。另外, 当损伤像素的饱和度距离 D_{SAT} 在小于 0 且大于等于预先设定值 PV 的范围 (下文中称为“饱和度估计范围 R_{22} ”) 内时, 对应于损伤像素的发炎点处于严重发炎状态 (但是, 其严重度不如饱和度一致范围 R_{21} 严重), 此时, 正常粘膜掉落, 而且发炎点具有与血液的亮红色接近的颜色。因此, 如图 8C 所示, 在饱和度估计范围 R_{22} 中, 饱和度距离 D_{SAT} 的绝对值越小, 饱和度相关值 SCV 越大 (即, 饱和度相关值 SCV 越接近于 1)。这是因为, 饱和度距离 D_{SAT} 的绝对值越小, 发炎点的颜色越接近于血液的亮红色。另外, 当损伤像素的饱和度距离 D_{SAT} 在小于预先设定值 PV 的范围 (下文中称为“超越饱和度估计范围 R_{23} ”) 内时, 对应于损伤像素的发炎点具有正常粘膜的厚的层, 并因此具有暗红色。所以, 如图 8C 所示, 在超越饱和度估计范围 R_{23} 中, 饱和度相关值 SCV 均匀地等于 0。

[0075] S13f 中, 处理器 200 确定被检查的损伤像素 (x, y) 的饱和度距离 D_{SAT} 在饱和度一致范围 R_{21} 、饱和度估计范围 R_{22} 、超越饱和度估计范围 R_{23} 中的哪一个范围内。

[0076] (图 5 中的 S13g)

[0077] 当确定被检查的损伤像素 (x, y) 的饱和度距离 D_{SAT} 在饱和度一致范围 R_{21} 内时 (S13f : R_{21}), 处理器 200, 依照饱和度相关表, 向被检查的损伤像素 (x, y) 提供等于 1 的饱和度相关值 SCV (S13g)。

[0078] (图 5 中的 S13h)

[0079] 当确定被检查的损伤像素 (x, y) 的饱和度距离 D_{SAT} 在饱和度估计范围 R_{22} 内时 (S13f : R_{22}), 处理器 200, 根据饱和度距离 D_{SAT} , 依照饱和度相关表, 向被检查的损伤像素 (x, y) 提供饱和度相关值 SCV (S13h)。

[0080] (图 5 中的 S13i)

[0081] 当确定被检查的损伤像素 (x, y) 的饱和度距离 D_{SAT} 在超越饱和度估计范围 R_{23} 内时 (S13f : R_{23}), 处理器 200, 依照饱和度相关表, 向被检查的损伤像素 (x, y) 提供等于 0 的饱和度相关值 SCV (S13i)。

[0082] (图 5 中的 S13j)

[0083] S13j 中,通过将提供给被检查的损伤像素的色相相关值 HCV 乘以饱和度相关值 SCV,处理器 200 取得被检查的损伤像素 (x, y) 与血液样本数据间的相关值 CV (从 0.0 到 1.0)。这样,通过计算基于色相值和饱和度值的二维信息的、被检查的损伤像素 (x, y) 与血液样本数据间的相关值,取得准确地表示发炎点严重度的信息是可能的。

[0084] [图 2 中的 S14(整合相关值 CV)]

[0085] S14 中 (见图 2),处理器 200 将 S13 确定的被检查的损伤像素 (x, y) 的相关值 CV,加到所有对于单独损伤像素确定的相关值 CV 的总和。这样,通过整合单独损伤像素的相关值 CV,取得客观且可重复的评估值 (即,不取决于操作员技能水平的评估信息),以量化炎症的严重度是可能的。

[0086] [图 2 中的 S15(颜色替换过程)]

[0087] 内存 220a 存储显示颜色表,其中相关值 CV 与预先设定的显示颜色相联系。图 9 为显示颜色表的概念图。如图 9 所示,显示颜色表有 11 阶,每一个与一预先设定的显示颜色相联系,相关值 CV (从 0.0 到 1.0) 在其中归类。S15 中,处理器 200,依照显示颜色表,将被检查像素 (x, y) 的颜色信息替换为,与为被检查像素 (x, y) 确定的相关值 CV 相联系的显示颜色的颜色信息。例如,随着为被检查像素 (x, y) 确定的相关值 CV 更接近 0,被检查像素 (x, y) 的颜色信息可以被替换为更冷的颜色的颜色信息。同时,随着为被检查像素 (x, y) 确定的相关值 CV 更接近 1,被检查像素 (x, y) 的颜色信息可以被替换为更暖的颜色的颜色信息。

[0088] [图 2 中的 S16(确定完成全部像素的评估)]

[0089] S16 中,处理器 200 确定 S11 至 S15 的评估是否对全部像素完整地进行了。当确定评估没有对全部像素完整进行时 (即,存在没有进行评估的剩下的像素) (S16 :否),处理器 200 回到 S11。

[0090] [图 2 中的 S17(已评估的图像的显示)]

[0091] 当确定评估已对全部像素完整地进行时 (S16 :是),处理器 200 转到 S17,此时处理器 200 在显示器 300 的屏幕上显示评估图像。图 10 举例说明评估图像。如图 10 所示,评估图像包含内窥镜图像,其中每个损伤像素的颜色信息在 S15 中已被替换 (见图 2)。如图 10 所示,内窥镜图像为灰阶图像,其中,根据对应于每一个像素的发炎点的严重度,每一个像素具有 11 阶颜色中的一个。因此,操作员可以无困难地视觉化地识别视野中的位置和每个单独发炎点的严重度。

[0092] 另外,评估图像中,从整合全部损伤像素的相关值 CV 而得到的总和被显示为炎症的评估信息 (即,从 0 到相当于像素个数的值的范围内的评估值)。在图 10 所示的例子中,显示“SCORE:1917”。这样,根据实施方式,炎症的严重度被评估,并被显示为客观且可重复的值。因此,操作员可以客观地领会炎症的严重度。

[0093] 目前,IBD 炎症的严重度根据医学评估分为四个水平,医学评估例如利用 MAYO 分值。同时,最近,获知的是,粘膜治疗的成果与缓解期之间存在相关。因此,IBD 疗法对相当于 MAYO0 或 MAYO1 的 IBD 温和病例做具体的评估被认为是有效的。实施方式中,炎症的严重度被显示为从 0 到相当于像素个数的值的范围内的数值,使得操作员可以进行炎症严重度的更具体的评估。相应的,实施方式中,对相当于 MAYO0 或 MAYO1 的 IBD 温和病例进行更具体的评估是可能的。这样,根据实施方式的评估对 IBD 疗法是有效的。

[0094] 上文中,已经描述根据本发明的各方面的实施方式。本发明可以通过利用传统的材料、方法和设备实现。相应地,这些材料、方法和设备的细节没有被具体地提出。上面的描述中,提出了很多具体细节(如特定的材料,结构,化学物质,过程,等等),以提供对本发明彻底的理解。然而,应当认识到,无需重复描述到具体的细节,本发明仍可以实现。其他实施例中,为了不想非必要地模糊本发明,已知的处理结构没有被具体描述。

[0095] 现有公开只表现和描述了本发明典型的实施方式以及其多动能性的几个例子。应该理解为,本发明能够在多种其他组合和环境中使用,而且能够在本文所述的发明构思的范围内改变或修改。例如,下面的修改是可能的。

[0096] 上述实施方式中,相关值 CV 是对于损伤像素确定的。然而,相关值 CV 可以对于全部像素确定。

[0097] 上述实施方式中,CCD 图像传感器被用作固态图像传感器 108。然而,也可以利用其他固态图像传感器,例如 CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器。

[0098] 上述实施方式中,利用的是,包括含原色 R, G, 和 B 的 Bayer 阵列彩色滤光片 108b 的固态图像传感器 108。然而,也可以利用包括含互补色 Cy(蓝绿),Mg(洋红),Ye(黄),和 G(绿)的彩色滤光片的其他固态图像传感器。

[0099] 上述实施方式中,本发明的各方面应用于 IBD 内窥镜检查。但是,本发明的各方面可以应用于其他疾病的内窥镜检查。

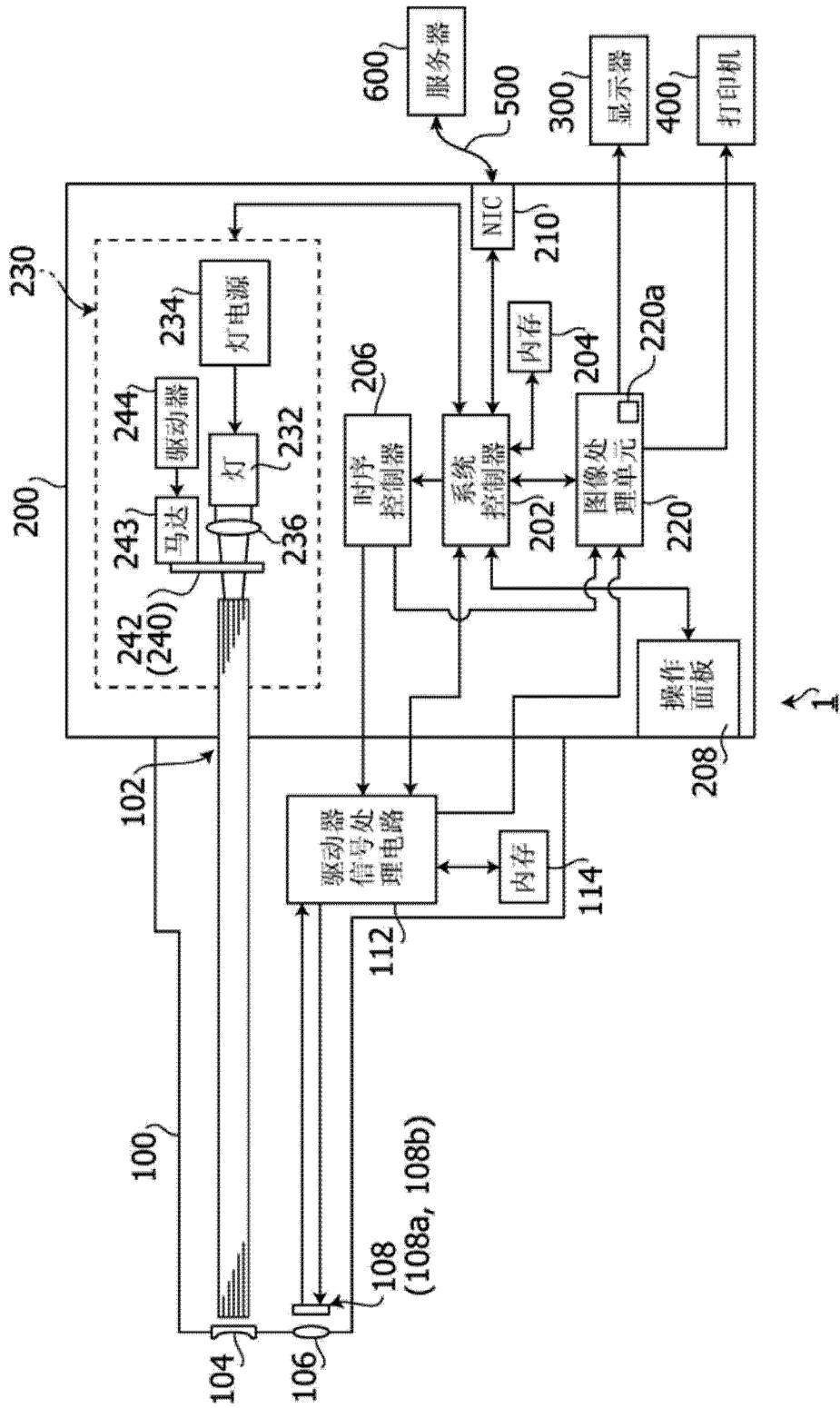


图 1

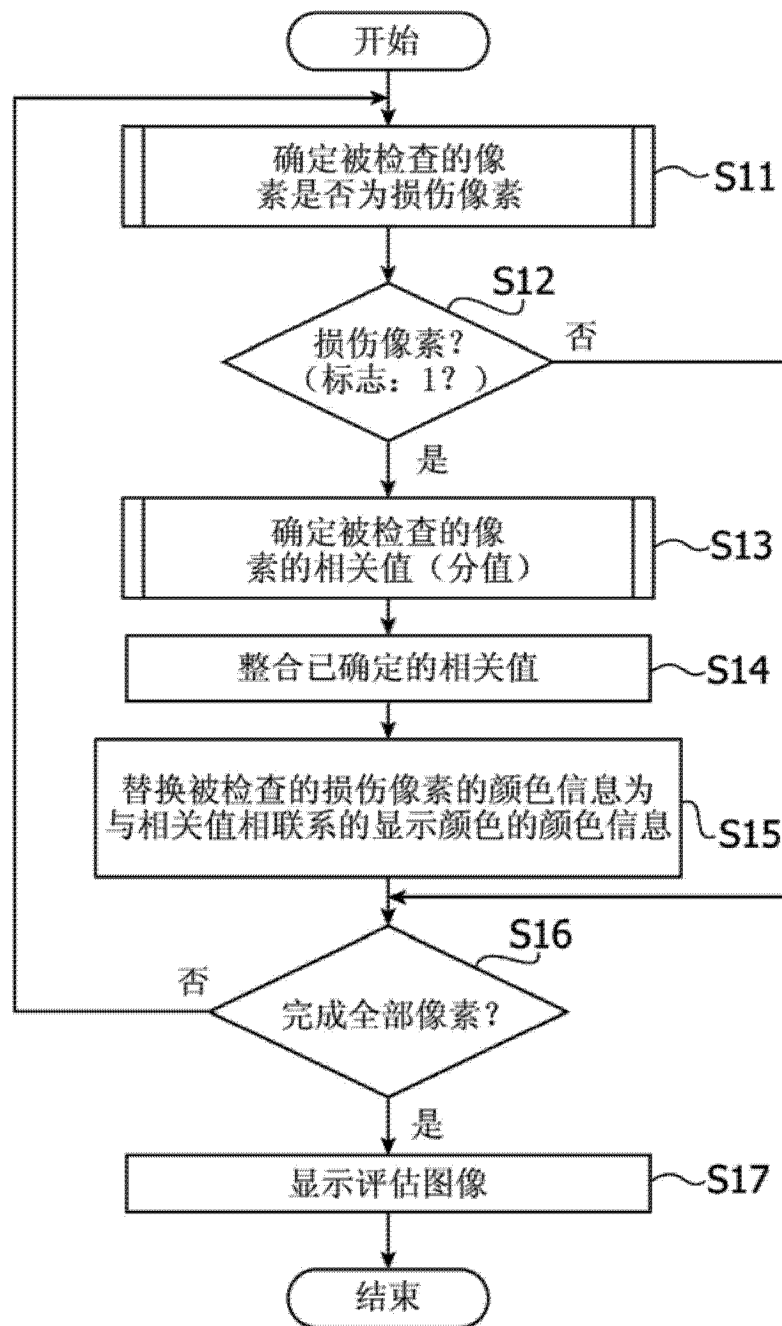


图 2

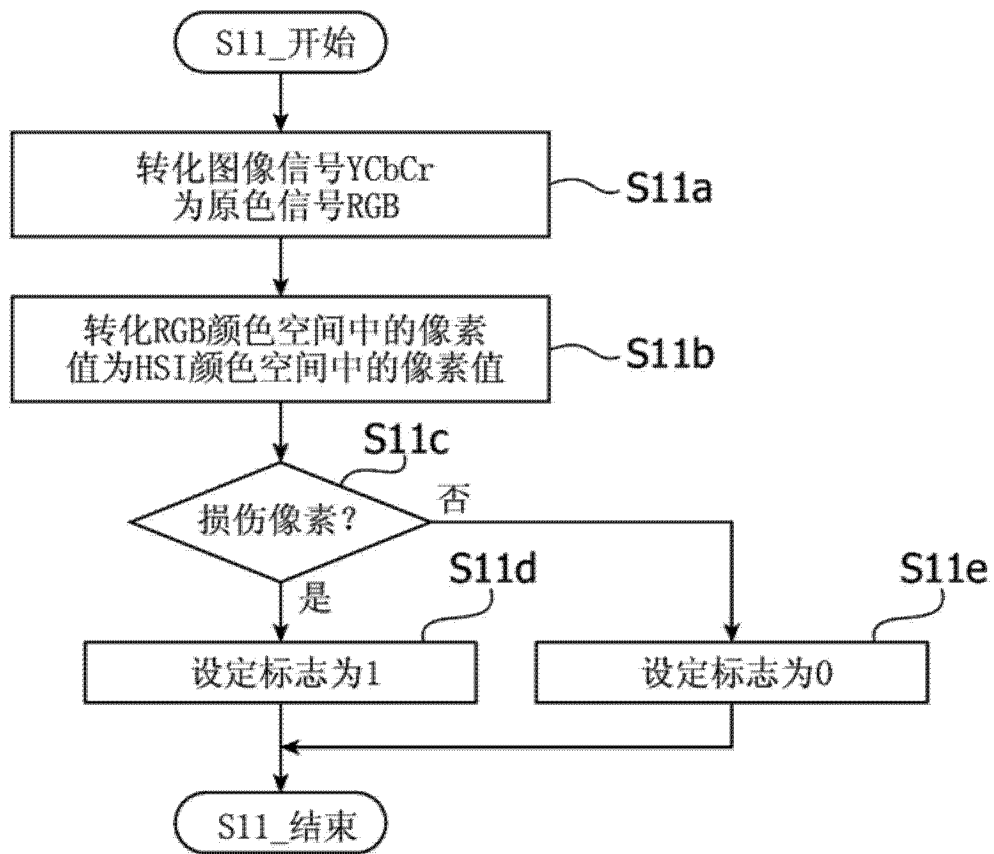


图 3

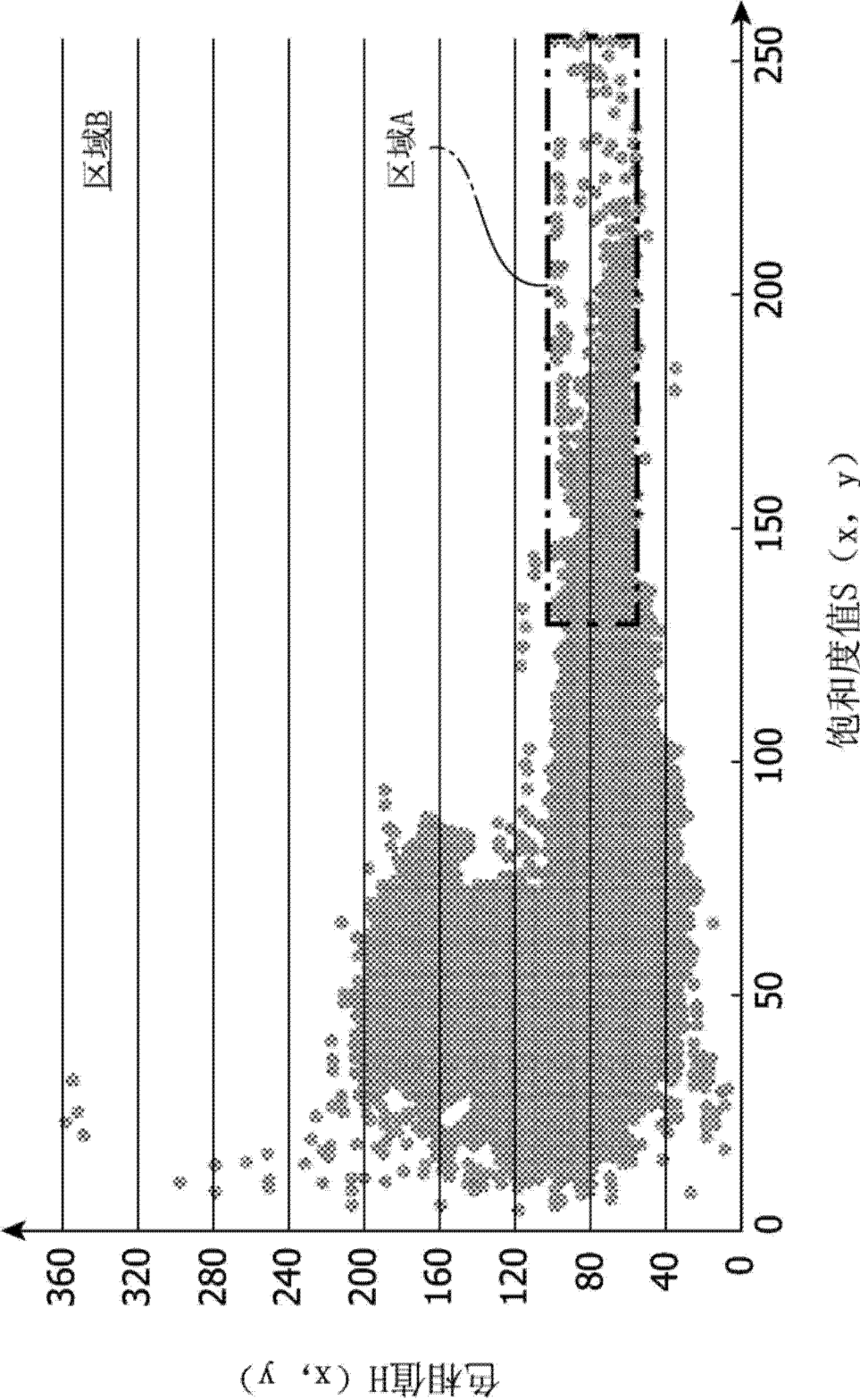


图 4

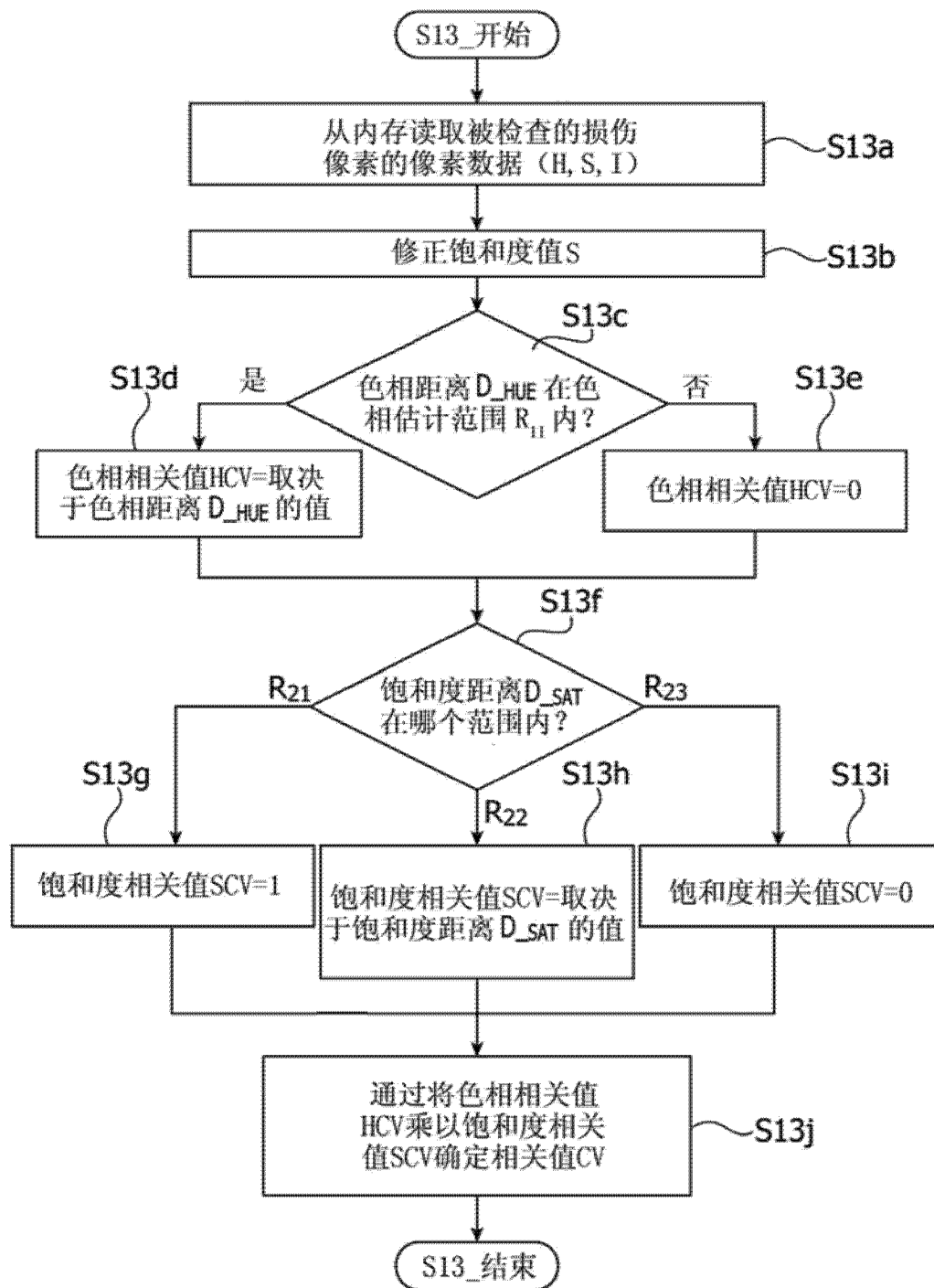


图 5

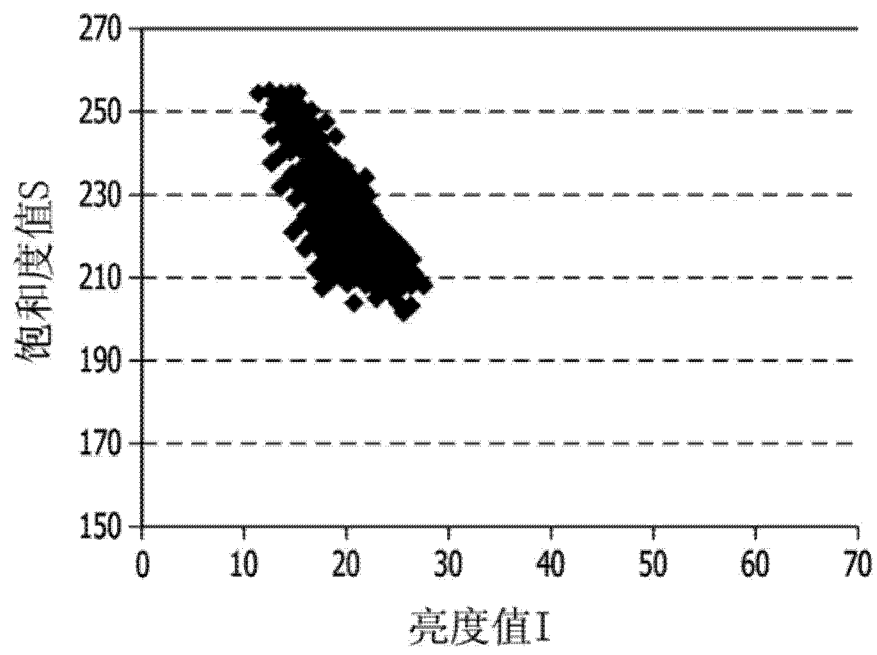


图 6A

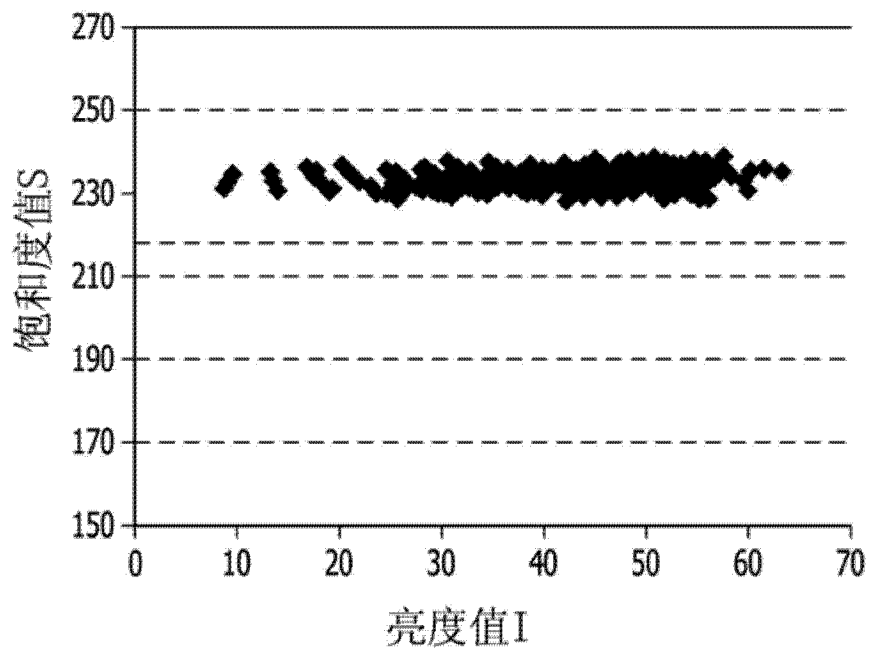


图 6B

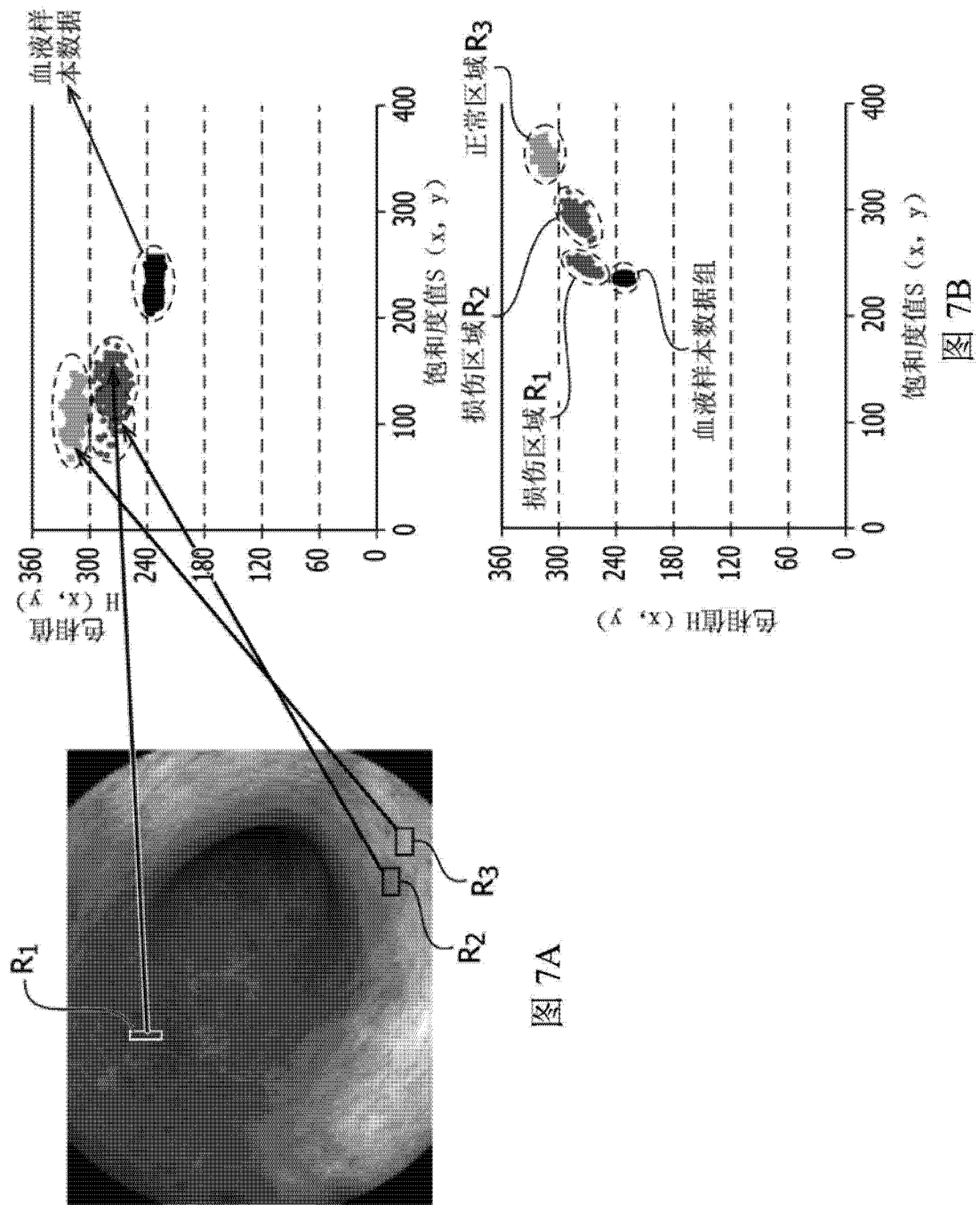


图 7A

图 7B

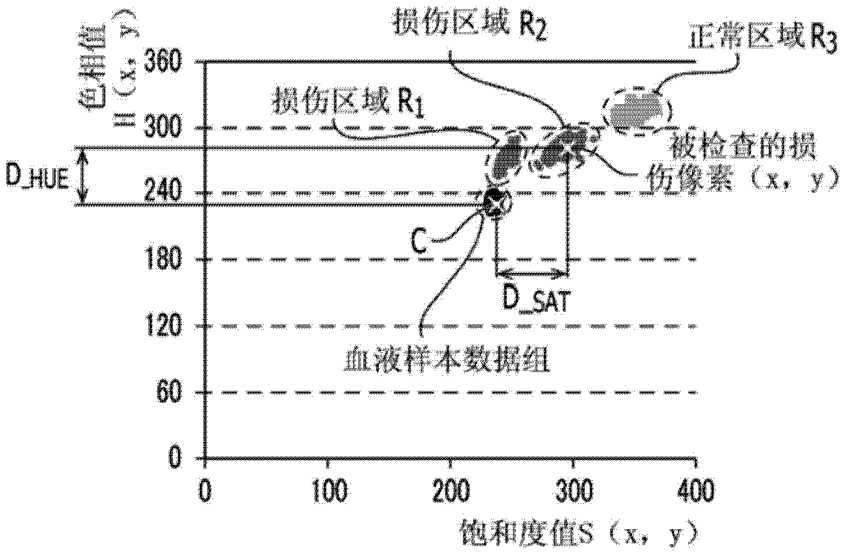


图 8A

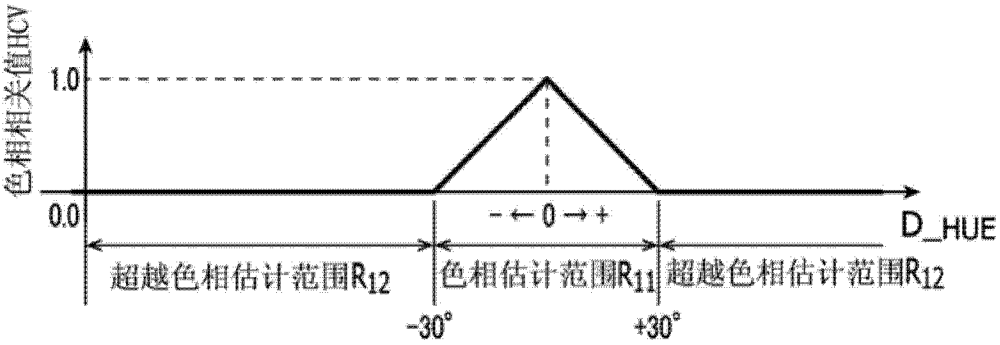


图 8B

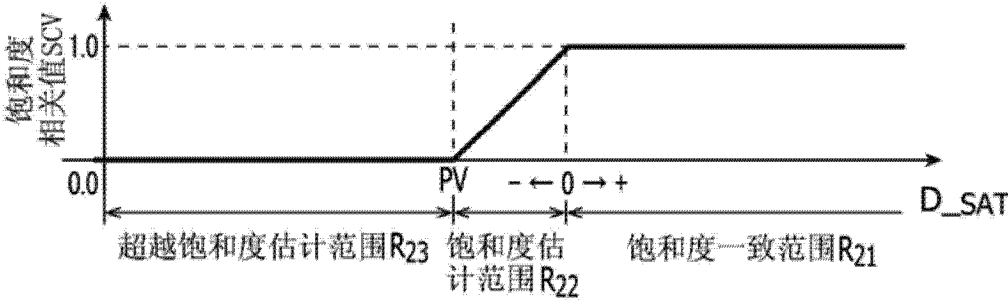


图 8C

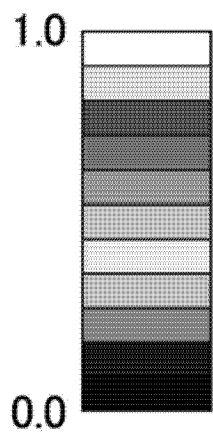


图 9

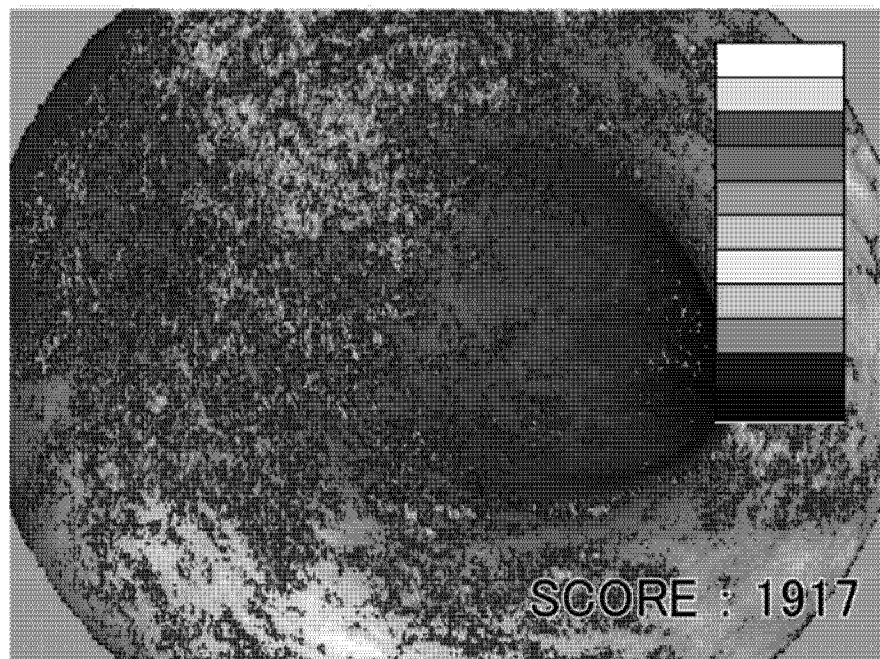


图 10

专利名称(译)	损伤评估信息生成器及其方法		
公开(公告)号	CN104116485A	公开(公告)日	2014-10-29
申请号	CN201410168802.3	申请日	2014-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司 国立大学法人京都大学		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社 国立大学法人京都大学		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社 国立大学法人京都大学		
[标]发明人	池本洋祐 仲濑裕志 松浦稔 吉野琢哉 樋口浩和		
发明人	池本洋祐 仲濑裕志 松浦稔 吉野琢哉 樋口浩和		
IPC分类号	A61B1/05		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00009 A61B1/0005 G06T7/0014 G06T7/90 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30096		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	2013094730 2013-04-26 JP		
其他公开文献	CN104116485B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及损伤评估信息生成器及其方法。一种损伤评估信息生成器，包括颜色信息确定器，其基于取得的内窥镜彩色图像数据，确定内窥镜图像的每个像素的色相值和饱和度值，相关值确定器，其对于内窥镜图像的至少一部分像素，基于每个单独像素的色相值与参考颜色数据的参考色相值之间色相相关值，和每个单独像素的饱和度值与参考颜色数据的参考饱和度值之间的饱和度相关值，确定每个单独像素的颜色信息与参考颜色数据之间的相关值，和评估值生成器，其通过整合每个单独像素的相关值，生成评估内窥镜图像中损伤的严重度的评估值。

