

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200680018916.3

[45] 授权公告日 2009 年 11 月 11 日

[11] 授权公告号 CN 100558289C

[22] 申请日 2006.4.20

[21] 申请号 200680018916.3

[30] 优先权

[32] 2005. 6. 1 [33] JP [31] 162023/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/308330 2006.4.20

[87] 国际公布 WO2006/129430 日 2006.12.7

[85] 进入国家阶段日期 2007.11.29

[73] 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 井上凉子 野波徹绪

[56] 参考文献

CN1509152A 2004.6.30

JP2005-192880A 2005.7.21

WO2004/052188A1 2004.6.24

JP2002-165757A 2002.6.11

审查员 陈淑珍

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 李辉 吕俊刚

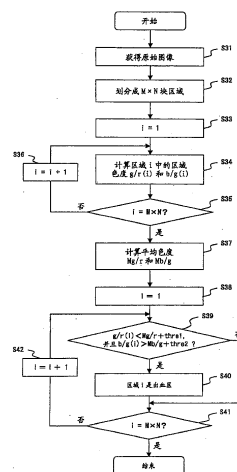
权利要求书 2 页 说明书 17 页 附图 11 页

[54] 发明名称

内窥镜诊断支持装置

[57] 摘要

本发明提供了一种内窥镜诊断支持方法、内窥镜诊断支持装置和内窥镜诊断支持程序，它们都能够通过根据划分内窥镜图像而获得的多个图像区域中的每一个图像区域的颜色信号计算色调，从通过内窥镜观察装置采集的大量内窥镜图像当中容易且准确地提取采集了出血区的图像；并且在用于支持基于通过内窥镜观察装置采集的内窥镜图像进行的内窥镜诊断的内窥镜诊断支持装置中，通过基于各个图像区域的所计算的色调判断所述多个图像区域中的各个图像区域之间的差别，来辨别出包括出血区的图像区域。



1、一种内窥镜诊断支持装置，该内窥镜诊断支持装置用于支持基于通过内窥镜观察装置采集的内窥镜图像执行的内窥镜诊断，该内窥镜诊断支持装置包括：

色调计算单元，该色调计算单元用于根据通过划分所述内窥镜图像而获得的多个图像区域中的每一个图像区域的颜色信号来计算色调；以及

出血区辨别单元，该出血区辨别单元用于通过基于所述色调计算单元计算出的各个图像区域的色调判断所述多个图像区域中的各个图像区域之间的差别，来辨别出包括出血区的图像区域，

所述出血区辨别单元通过将构成所述内窥镜图像的所有图像区域的由所述色调计算单元计算出的色调的平均值与各个图像区域的色调值进行比较，来判断所述多个图像区域之间的差别。

2、根据权利要求1所述的内窥镜诊断支持装置，所述内窥镜诊断支持装置还包括：

出血内窥镜图像选择单元，该出血内窥镜图像选择单元用于选择包括由所述出血区辨别单元辨别出的图像区域的内窥镜图像。

3、根据权利要求2所述的内窥镜诊断支持装置，其中

所述色调计算单元基于过去由所述出血内窥镜图像选择单元选择了的内窥镜图像以外的内窥镜图像来计算色调的平均值，并且

所述出血区辨别单元通过将基于过去选择了的内窥镜图像以外的内窥镜图像所计算出的平均值与各个图像区域的色调值进行比较，来判断所述多个图像区域之间的差别。

4、根据权利要求1所述的内窥镜诊断支持装置，其中

在判断所述多个图像区域之间的差别时，所述出血区辨别单元将计算出的平均值与一个结果值进行比较，该结果值是将预定容限和各个图像区域的色调值相加得到的。

5、根据权利要求4所述的内窥镜诊断支持装置，其中

所述预定容限随一变化参数动态地改变。

内窥镜诊断支持装置

技术领域

本发明涉及内窥镜诊断支持方法、内窥镜诊断支持装置以及内窥镜诊断支持程序，它们都用于支持基于通过内窥镜观察装置采集的内窥镜图像执行的内窥镜诊断，该内窥镜观察装置用于通过在内腔中自主地移动来采集观察区的图像，具体地说，本发明涉及用于通过基于内窥镜图像识别出血区来支持内窥镜诊断的内窥镜诊断支持方法、内窥镜诊断支持装置以及内窥镜诊断支持程序。

背景技术

内窥镜传统上已经在医学实践和工业领域中广泛使用。在近来用于医学实践的内窥镜当中存在一种所谓的囊状内窥镜，其通过将观测仪器（scope）形成为囊状结构而不再需要插入部分。囊状内窥镜被构造为包括图像采集功能和无线电通信功能，并且由要被观察（即，检查）的病人吞下，然后按顺序采集诸如胃和肠的各个器官的图像，并且还在观察时段期间通过无线电波向外部发送采集图像信息（即，表示图像的电子数据），直到它从人体自然排出为止。

由此无线地发送的图像信息被配备在病人身体外部的接收器接收，并且被存储在预定存储器中，然后医生通过根据构造在需要的基础上读取该信息并且例如在显示装置中显示来使用该信息进行诊断等。

然而，因为观察时段从病人吞下这种囊状内窥镜持续到其自然排出，所以这种囊状内窥镜的观察时段延伸为八小时或大于十小时，导致在这种长时段期间通过采集图像而获得的图像信息的条数变得庞大。

因此，在诸如诊断的阶段在较短的可用时间内掌握这种大量的图像信息绝对不容易，也不容易从大量的图像信息中找到所需的一条图像信

息（例如，与拍摄患病区域的图像相关的图像信息等）。

同时，不仅对于使用囊状内窥镜的诊断，而且在包括普通内窥镜在内的内窥镜检查中的诊断主要取决于医生的主观判断（subject），由此，出于提高图像诊断的质量和缩短射线照片（radiogram）解释时间的目的，希望实现检测病灶的存在的计算机辅助诊断（CAD）。这种利用 CAD 的内窥镜诊断支持装置，通过利用根据图像内的感兴趣区域（ROI）计算出的多种特征量，并且利用阈值处理或统计/非统计标识符，向医生呈现作为诊断目标的图像被分类为哪种结果（finding）或病变（lesion），由此，支持客观和定量诊断；并且通过选择怀疑为疾病的图像，由此减轻医生解释射线照片的负担。

在利用这种内窥镜图像的诊断中，对于出血的存在可以考虑多种病理学基本原理，并因此已经采用了多种方法来检测出血。

作为该多种方法中的一种方法，公开了这样的一种方法，该方法预先设定出血区的色调、饱和度以及亮度的抽样值以及与出血区相同的图像的正常黏膜的色调、饱和度以及亮度的抽样值，并且判断目标区域与任一区域的值的接近度（closeness），由此辨别是正常黏膜还是出血区（例如，参照专利文献 1）。

专利文献 1：国际公开 No. 02/073507 小册子。

发明内容

然而，预先设定出血区的色调、饱和度以及亮度的抽样值以及与出血区相同的图像的正常黏膜的色调、饱和度以及亮度的抽样值，并且判断目标区域与任一区域的值的接近度，由此辨别是正常黏膜还是出血区的方法面临着辨别结果取决于抽样值的问题。

考虑到上述情况，本发明的目的是，提供一种内窥镜诊断支持方法、内窥镜诊断支持装置以及内窥镜诊断支持程序，它们都能够从通过内窥镜观察装置采集的大量内窥镜图像当中容易且准确地提取采集了出血区的图像。

为了解决上述问题，本发明采用了以下构成。

即，根据本发明的一个方面，本发明的一种内窥镜诊断支持方法是一种在内窥镜诊断支持装置中执行的内窥镜诊断支持方法，该内窥镜诊断支持装置用于支持基于通过内窥镜观察装置采集的内窥镜图像而执行的内窥镜诊断，该内窥镜诊断支持方法包括以下步骤：根据通过划分所述内窥镜图像而获得的多个图像区域中的每一个图像区域的颜色信号来计算色调；以及通过基于各个图像区域的所计算的色调判断所述多个图像区域中的每一个图像区域之间的差别，来辨别出包括出血区的图像区域。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为：进一步选择包括辨别出的图像区域的内窥镜图像。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为：在辨别出血区时，通过将构成内窥镜图像的所有图像区域的所计算的色调的平均值与各个图像区域的色调值进行比较，来判断所述多个图像区域之间的差别。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为：在计算色调时，基于过去选择了的内窥镜图像以外的内窥镜图像来计算色调的平均值，并且在辨别出血区时，通过将基于过去选择了的内窥镜图像以外的内窥镜图像所计算出的平均值与各个图像区域的色调值进行比较，来判断所述多个图像区域之间的差别。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为：在辨别出血区时，将计算出的平均值与预定容限和各个图像区域的色调值相加的结果值进行比较，来判断所述多个图像区域之间的差别。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为采用以下方式：所述预定容限随一变化参数动态地改变。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为采用以下方式：所述变化参数是标准偏差、色度变化系数、变化值或梯度（gradient）。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为采用以下方式：所述变化参数是计算出的平均色度。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为：在辨别

出血区时，基于相对于构成内窥镜图像的所有图像区域的所计算的色调的平均值的色度偏差，来判断所述多个图像区域之间的差别。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为：在计算色调时，基于过去选择了的内窥镜图像以外的内窥镜图像，计算相对于色调的平均值的色度偏差，并且在辨别出血区时，根据基于过去选择了的内窥镜图像以外的内窥镜图像计算出的色度偏差，来判断所述多个图像区域之间的差别。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为：在计算色调时，根据通过划分所述内窥镜图像而获得的多个图像区域中的各个图像区域当中的预定图像区域的颜色信号来计算色调。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持方法优选地被设置为：在计算色调时，通过利用构成所述内窥镜图像的所有图像区域的色调分布中的中央部分来计算平均值。

而且，根据本发明的一个方面，本发明的内窥镜诊断支持装置是一种用于支持基于通过内窥镜观察装置采集的内窥镜图像执行的内窥镜诊断的内窥镜诊断支持装置，该内窥镜诊断支持装置包括：色调计算单元，该色调计算单元用于根据通过划分所述内窥镜图像而获得的多个图像区域中的每一个图像区域的颜色信号来计算色调；以及出血区辨别单元，该出血区辨别单元用于通过基于所述色调计算单元计算出的各个图像区域的色调判断所述多个图像区域中的各个图像区域之间的差别，来辨别出包括出血区的图像区域，所述出血区辨别单元通过将构成所述内窥镜图像的所有图像区域的由所述色调计算单元计算出的色调的平均值与各个图像区域的色调值进行比较，来判断所述多个图像区域之间的差别。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持装置优选地被设置为还包括出血内窥镜图像选择单元，该出血内窥镜图像选择单元用于选择包括由所述出血区辨别单元辨别出的图像区域的内窥镜图像。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持装置优选地被设置为采用以下方式：所述色调计算单元基于过去由所述出血内窥镜图像选择单元选

择了的内窥镜图像以外的内窥镜图像来计算色调的平均值，并且所述出血区辨别单元通过将基于过去选择了的内窥镜图像以外的内窥镜图像所计算出的平均值与各个图像区域的色调值进行比较，来判断所述多个图像区域之间的差别。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持装置优选地被设置为采用以下方式：在判断所述多个图像区域之间的差别时，所述出血区辨别单元将计算出的平均值与预定容限和各个图像区域的色调值相加的结果值进行比较。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持装置优选地被设置为采用以下方式：所述预定容限随一变化参数动态地改变。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持装置优选地被设置为采用以下方式：所述变化参数是标准偏差、色度变化系数、变化值或梯度。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持装置优选地被设置为采用以下方式：所述变化参数是计算出的平均色度。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持装置优选地被设置为采用以下方式：所述出血区辨别单元基于相对于构成内窥镜图像的所有图像区域的所计算的色调的平均值的色度偏差来判断所述多个图像区域之间的差别。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持装置优选地被设置为采用以下方式：所述色调计算单元基于由所述出血内窥镜图像选择单元选择了的内窥镜图像以外的内窥镜图像计算相对于色调的平均值的色度偏差，并且所述出血区辨别单元基于根据过去选择了的内窥镜图像以外的内窥镜图像计算出的色度偏差，来判断所述多个图像区域之间的差别。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持装置优选地被设置为采用以下方式：所述色调计算单元根据通过划分所述内窥镜图像而获得的多个图像区域中的各个图像区域当中的预定图像区域的颜色信号来计算色调。

而且，根据本发明的内窥镜诊断支持装置优选地被设置为采用以下方式：所述色调计算单元通过利用构成所述内窥镜图像的所有图像区域的色调分布中的中央部分来计算平均值。

而且, 根据本发明的一个方面, 本发明的内窥镜诊断支持程序或内窥镜诊断支持程序产品是一种用于使内窥镜诊断支持装置执行操作以支持基于通过内窥镜观察装置采集的内窥镜图像进行的内窥镜诊断的内窥镜诊断支持程序或内窥镜诊断支持程序产品, 其中, 所述程序使所述内窥镜诊断支持装置执行以下过程: 根据通过划分所述内窥镜图像而获得的多个图像区域中的每一个图像区域的颜色信号来计算色调; 以及通过基于各个图像区域的所计算的色调判断所述多个图像区域中的各个图像区域之间的差别, 来辨别出包括出血区的图像区域。

附图说明

图 1 是包括应用了本发明的内窥镜诊断支持装置的囊状内窥镜系统的整体构造图;

图 2 是用于说明内窥镜诊断支持装置 7 的系统构成的图;

图 3 是示出由应用了本发明的内窥镜诊断支持装置 7 执行的内窥镜诊断支持处理的流程 (部分 1) 的流程图;

图 4 是不包括出血区的图像的色度分布图;

图 5 是包括出血区的图像的色度分布图;

图 6 是示出由应用了本发明的内窥镜诊断支持装置 7 执行的内窥镜诊断支持处理的流程 (部分 2) 的流程图;

图 7 是示出用于仅基于正常黏膜的区域来计算平均值的处理的流程图;

图 8 是示出用于基于与色度分布的中央区域相关的区域计算平均值的处理的流程图;

图 9 是示出绿色分量与红色分量的比率 (即, $g/r(i)$) 的分布的图;

图 10 是示出区域的位置关系的图;

图 11 是示出用于识别存在于具有黄色色度的黏膜区域中的出血区的内窥镜诊断支持处理的流程的流程图; 以及

图 12 是示出其中用于提取出血区的条件对于多个类别分别不同的实施例的内窥镜诊断支持处理的流程的流程图。

具体实施方式

下面参照附图对本发明的优选实施方式进行说明。

图 1 是包括应用了本发明的内窥镜诊断支持装置的囊状内窥镜系统的整体构造图。

参照图 1，囊状内窥镜系统 1 包括：封装在封装 3 中的囊型内窥镜观察装置 2、要由病人 4 穿戴的夹克 5、可拆卸地安装在夹克 5 上的接收器 6、本发明应用的内窥镜诊断支持装置 7、Compact Flash(CF；注册商标)存储器读/写器 8、标签打印机 9、内窥镜归档装置 10，以及诸如 LAN 的网络 11。

内窥镜观察装置 2 配备有图像采集单元、无线电通信单元等（在此都未示出），以使无线电通信单元能够向外部发送通过图像采集单元采集的图像信息（即，表示采集图像的图像信息）。

夹克 5 配备有天线 5a、5b、5c 以及 5d，用于捕获从配备在内窥镜观察装置 2 中的无线电通信部发送的采集图像的图像信息的无线电波，使得能够与接收器 6 进行无线或有线通信。

接收器 6 配备有在直接从夹克 5 无线地接收图像信息的情况下使用的天线 6a、用于显示观察（或检查）所需的信息的显示单元 6b 以及用于输入观察（或检查）所需的信息的输入单元 6c。而且，存储接收到的图像信息的 CF 存储器 12 可以可拆卸地安装到接收器 6 上。

内窥镜诊断支持装置 7 例如包括主体 7a、显示装置 7b、键盘 7c、鼠标 7d 等，该内窥镜诊断支持装置 7 向医生提供处理功能，以基于通过内窥镜观察装置 2 拍摄的病人身体内的器官等的图像来进行诊断。配备有用于分别可通信地连接至接收器 6、CF 存储器读/写器 8 以及标签打印机 9 的接口的内窥镜诊断支持装置 7 执行从 CF 存储器 12 读取和向 CF 存储器 12 写入、病人卡片打印等。而且，内窥镜诊断支持装置 7 基于病人身体内部的采集图像的图像信息（其例如是从接收器 6 传送来的）在显示单元 7b 中显示器官等的图像。而且，包括用于连接至网络 11 的通信功能的内窥镜诊断支持装置 7 通过网络 11 在内窥镜归档装置 10 中累积病

人的检查结果等。应该注意到，内窥镜归档装置 10 可以整体地并入在内窥镜诊断支持装置 7 中。

如图 1 所示，将内窥镜观察装置 2 从封装 3 中取出，并且在开始检查之前由病人 4 吞下该内窥镜观察装置 2，接着该内窥镜观察装置 2 经过食道、通过消化道的蠕动的帮助而在体腔中行进，同时按顺序采集体腔的图像。

而且，根据需要或在适当的时间，从内窥镜观察装置 2 输出携带表示通过图像采集而获得的采集图像的图像信息的无线电波，并且通过夹克 5 上配备的各个天线 5a、5b、5c 以及 5d 捕获该无线电波。来自天线 5a、5b、5c 或 5d 的具有高无线电波接收强度的信号被发送至设置在病人 4 的身体外部的接收器 6。

在接收器 6 中，将依次接收到的采集图像的多条图像信息存储在 CF 存储器 12 中。应该注意到，接收器 6 没有与内窥镜观察装置 2 的图像采集的开始进行同步，而是通过输入单元 6c 的操作来控制接收开始和接收结束。对于采集图像的图像信息，这里假定为静止图像的图像信息，但是其可以是按照每秒钟多个帧采集的用于以动态图像的方式进行显示的多个静止图像的图像信息，或是正常动态图像的图像信息。

当内窥镜观察装置 2 结束对病人 4 的观察（或检查）时，将存储在 CF 存储器 12 中的采集图像的图像信息通过线缆传送到内窥镜诊断支持装置 7。或者，可以构造为使得将存储采集图像的图像信息的 CF 存储器 12 安装在 CF 存储器读/写器 8 上，并且通过 CF 存储器读/写器 8 向内窥镜诊断支持装置 7 传送采集图像的图像信息。

在内窥镜诊断支持装置 7 处，针对每一个病人存储所传送来的采集图像的图像信息，根据需要来读取特定病人的采集图像的图像信息，并在显示单元 7b 中将其显示为图像。这种构造使得能够获取人体的整个消化道（包括超声波观测仪器、普通内窥镜或其它装置不能到达的较深部分（例如小肠））的用于生理学研究 and 病变诊断的有用数据。

顺便提及，内窥镜观察装置 2 如上所述随着消化道腔的蠕动而移动，因此在反复移动和停止的情况下采集图像。因此，与在中间时期采集的

图像信息相关的图像的总数很大；然而，按时间序列连续的图像具有以下特征：其中的大量图像是相同或大致相同的图像。

内窥镜诊断支持装置 7 被设置为适当地进行显示，以容易地掌握大量图像并且容易地从大量图像中找到所需的图像（例如，患病区域的图像）。

接下来，进一步详细说明该内窥镜诊断支持装置 7 的构成和操作。

图 2 是用于说明内窥镜诊断支持装置 7 的系统构造的图。

参照图 2，内窥镜诊断支持装置的执行图像处理和信息处理的主体 7a 通常使用个人计算机（PC）、根据从通过采集活体内的图像来输出图像信号的内窥镜观察装置 2 输出的图像信号来生成图像数据、获得通过网络 11 存储在用于累积所生成的图像数据的内窥镜归档装置 10 中的图像数据、对图像数据应用各种处理，以及在显示装置 7b 中显示处理结果。通过对包括键盘 7c 和鼠标 7d 的操作装置的操作，来进行要处理的图像数据的指定、所指定的图像数据的获得并显示，以及处理执行的指令。

同时，主体 7a 包括：执行控制和处理的中央处理单元（CPU）23；用于存储处理程序 and 数据的存储器 24；用于从由硬盘构成的存储装置 7e 读取信息和向该存储装置 7e 写入信息的外部存储接口（I/F）25；用于与外部设备进行通信的网卡 21；用于执行与操作装置的输入和输出的操作 I/F 22；用于向显示装置 7b 输出视频信号的图形板 26；以及对前述组件进行互连以使它们之间能够相互通信的总线 27。

网卡 21 用于与连接到 LAN 的内窥镜归档装置 10 交换数据。操作 I/F 22 接收通过作为操作装置的键盘 7c 和鼠标 7d 输入的输入信号，并且执行必要的数据处理。

连接到主体 7a 的存储装置 7e 存储用于执行分析处理的内窥镜诊断支持程序。包括多个执行文件、动态链接数据库文件或设置文件的内窥镜诊断支持程序根据通过划分内窥镜图像而获得的多个图像区域中的每一个图像区域的颜色信号来计算色调，并且基于各个图像区域的计算出的色调，来判断所述多个图像区域之间的差别，由此辨别包括出血区的图像区域。

外部存储 I/F 25 读取存储在存储装置 7e 中的内窥镜诊断支持程序，

并将其存储在存储器 24 中。

CPU 23 执行存储在存储器 24 中的内窥镜诊断支持程序，由此获得内窥镜图像并且执行包括内窥镜诊断支持处理的图像分析处理。

接下来，参照图 3 到 12 对由内窥镜诊断支持装置 7 执行的内窥镜诊断支持的操作进行说明。应该注意到，该内窥镜诊断支持的操作是通过 CPU 23 读取并且执行预存储在 ROM 24 中的控制程序来执行的。

图 3 是示出由应用了本发明的内窥镜诊断支持装置 7 执行的内窥镜诊断支持处理的流程（部分 1）的流程图。

图 3 所示的内窥镜诊断支持处理用于计算图像信息中的平均色度并且根据相对于计算出的平均色度或绝对色度的色度偏差来识别出血区。

首先，在步骤 S31 中，内窥镜诊断支持装置 7 从内窥镜归档装置 10 或已经从内窥镜归档装置 10 接收到数据的存储装置 7e 获得通过内窥镜观察装置 2 采集的图像信息。

在步骤 S32 中，CPU 23 将在步骤 S31 中获得的图像数据划分成多个区域（例如，M 乘 N 块）。这里，“划分成多个区域”意指将“纵向 288 个像素×横向 288 个像素”的示例图像数据按照“纵向 8 个像素×横向 8 个像素”的尺寸划分成纵向 36×横向 36 块的区域。在这种情况下，M = 36 并且 N = 36。

在步骤 S33 到 S36 中，CPU 23 计算在步骤 S32 中划分的每一个区域的色度。即，在步骤 S33 中，通过将“1”代入变量 i 来开始处理，随后在步骤 S34 到 S35 中计算三原色中的绿色分量与红色分量的比率（即， $g/r(i) = G(i)/R(i)$ ），以及蓝色分量与绿色分量的比率（即， $b/g(i) = B(i)/G(i)$ ），作为第 i（其中，i = 1 到 M*N）区域的色度。

接着，在步骤 S37 中，计算在步骤 S35 中计算出的 $g/r(i)$ 的平均值 Mg/r 和 $b/g(i)$ 的平均值 Mb/g ，其中，i = 1 到 M*N。

接着，在步骤 S38 到 S42 中，CPU 23 判断在步骤 S32 中划分的各个区域是否包括出血区。即，在步骤 S38 中，通过将“1”代入变量 i 来开始处理，并且在步骤 S39 中，判断 $g/r(i)$ 是否小于预定容限和 Mg/r 相加的结果值，并且还判断 $b/g(i)$ 是否大于预定容限和 Mb/g 相加的结果值。如

果判断为 $g/r(i)$ 小于预定容限（例如，-0.1）和 Mg/r 相加的结果值，并且如果 $b/g(i)$ 大于预定容限（例如，-0.01）和 Mb/g 相加的结果值（步骤 S39 的“是”），则在步骤 S40 中判断为第 i 区域包括出血区。

将预定容限和 Mg/r 相加并同样和 Mb/g 相加的原因在于，其中蓝色分量与红色分量的比率小于预定容限和平均值 Mg/r 相加的结果值并且蓝色分量与绿色分量的比率大于预定容限和平均值 Mb/g 相加的结果值的区域表示出血区，如从图 4 所示的不包括出血区域的图像的色度分布图和图 5 所示的包括出血区的图像的色度分布图所显见的。同时，如果 $g/r(i)$ 小于预定的绝对出血阈值 Zg/r ，并且 $b/g(i)$ 大于预定的绝对出血阈值 Zb/g ，则可以将第 i 区域判断为包括出血区，而与平均值 Mg/r 或 Mb/g 无关。这种构造使得即使平均值 Mg/r 或 Mb/g 由于存在大的出血区而偏向出血区的区域，也可以判断出血区的存在。

以上是对用于通过计算图像信息中的平均色度并且基于相对于计算出的平均色度或绝对色度的色度偏差来识别出血区的内窥镜诊断支持处理的说明。

然而，在其中存在出血区的图像数据中，图像的黏膜平均值偏向出血区，由此存在作为使用相对于偏置平均值的色度偏差的结果而错误识别出血区的可能性。

因此，这里说明的是一种能够根据正常黏膜的图像数据计算图像黏膜平均值的、仅受出血区或异物的很小影响的内窥镜诊断支持处理。

图 6 是示出由应用了本发明的内窥镜诊断支持装置 7 执行的内窥镜诊断支持处理的流程（部分 2）的流程图。

首先，在步骤 S61 到 S63 中，CPU 23 通过利用过去按照时间序列获得的图像数据来计算黏膜平均值。具体地说，在步骤 S61 中，获得在过去按照时间序列获得的所有图像数据，随后在步骤 S62 中，获得任意的一条图像数据 P_j ，并且在步骤 S63 中，利用时间序列中的从该任意图像数据 P_j 的前一条到前 n 条（即，图像数据 P_{j-1} 与 P_{j-n} 之间）的多条图像数据中的、除了已经被内窥镜诊断支持处理判断为包括出血区的区域以外的区域（即，作为非出血区的区域）的数据，来计算色度 Mg/r 和 Mb/g

的平均值。

在下一步骤 S64 中, CPU 23 将在步骤 S63 中获得的图像数据 P_j 划分成多个(例如, $M \times N$ 块)区域, 例如, 将纵向 288 个像素 \times 横向 288 个像素的图像数据按照纵向 8 像素 \times 横向 8 像素的尺寸划分成纵向 36 \times 横向 36 块的区域。

在步骤 S65 到 S70 中, 计算在步骤 S62 中划分的每一个区域的色度并且判断各个区域是否包括出血区。即, 在步骤 S65 中, 通过将“1”代入变量 i 来开始处理, 随后在步骤 S66 中计算三原色中的绿色分量与红色分量的比率(即, $g/r(i) = G(i)/R(i)$), 以及蓝色分量与绿色分量的比率(即, $b/g(i) = B(i)/G(i)$), 作为第 i (其中, $i = 1$ 到 $M \times N$) 区域的色度。接着, 在步骤 S67 中, 判断 $g/r(i)$ 是否小于预定容限和 Mg/r 相加的结果值, 并且还判断 $b/g(i)$ 是否大于预定容限和 Mb/g 相加的结果值。如果判断为 $g/r(i)$ 小于预定容限(例如, -0.1)和 Mg/r 相加的结果值, 并且如果还判断为 $b/g(i)$ 大于预定容限(例如, -0.01)和 Mb/g 相加的结果值(步骤 S67 的“是”), 则在步骤 S68 中, CPU 23 判断为第 i 区域包括出血区。

同样地, 可以通过基于按照时间序列获得的并且已经判断了是否包括出血区的过去的图像数据来计算平均色度 Mg/r 和 Mb/g , 来执行基于观察目标区域中的正常黏膜的平均色度的内窥镜诊断支持处理。

还可以限于所划分的区域当中的属于正常黏膜的区域, 并且计算这些区域的平均值。

图 7 是示出用于仅基于正常黏膜的区域计算平均值的处理的流程图。

首先, 在步骤 S71 中, 内窥镜诊断支持装置 7 从内窥镜归档装置 10 或已经从内窥镜归档装置 10 接收到数据的存储装置 7e 获得通过内窥镜观察装置 2 采集的图像信息。

在下一步骤 S72 中, CPU 23 将在步骤 S71 中获得的图像数据划分成多个(例如, $M \times N$ 块)区域, 例如, 将纵向 288 个像素 \times 横向 288 个像素的图像数据按照纵向 8 像素 \times 横向 8 像素的尺寸划分成纵向 36 \times 横向 36 块的区域。

在步骤 S73 到 S78 中, 计算在步骤 S72 中划分的每一个区域的色度并且判断各个区域是否是正常黏膜。即, 在步骤 S73 中, 通过将“1”代入变量 i 来开始处理, 随后在步骤 S74 中, 计算三原色中的绿色分量与红色分量的比率 (即, $g/r(i) = G(i)/R(i)$), 以及蓝色分量与绿色分量的比率 (即, $b/g(i) = B(i)/G(i)$), 作为第 i (其中, $i = 1$ 到 $M*N$) 区域的色度。接着, 在步骤 S75 中, 判断 $g/r(i)$ 是否大于预定值 (thre11) 并且 $b/g(i)$ 是否大于预定值 (thre12)。如果判断为 $g/r(i)$ 大于预定值 (thre11) 并且 $b/g(i)$ 大于预定值 (thre12) (步骤 S75 的“是”), 则在步骤 S76 中, CPU 23 判断为第 i 区域是正常黏膜并且产生一标志 (即, 将值 NEN 代入变量 flag)。

接着, 在步骤 S79 中, 计算与被判断为正常黏膜的区域 (即, 其中将值 NEN 代入变量 flag 的区域) 相关的平均色度 Mg/r 和 Mb/g 。

还可以通过参照所划分的区域的色度分布, 来计算与分布的被认为受出血区或异物的较少影响的中央区域相关的平均值。

图 8 是示出用于基于与色度分布的中央区域相关的区域来计算平均值的处理的流程图。

首先, 在步骤 S81 中, 内窥镜诊断支持装置 7 从内窥镜归档装置 10 或已经从内窥镜归档装置 10 接收到数据的存储装置 7e 获得通过内窥镜观察装置 2 采集的图像信息。

在下一步骤 S82 中, CPU 23 将在步骤 S81 中获得的图像数据划分成多个 (例如, $M*N$ 块) 区域, 例如, 将纵向 288 个像素 \times 横向 288 个像素的图像数据按照纵向 8 像素 \times 横向 8 像素的尺寸划分成纵向 36 \times 横向 36 块的区域。

在步骤 S83 到 S86 中, 计算在步骤 S82 中划分的每一个区域的色度并且判断各个区域是否是正常黏膜。即, 在步骤 S83 中, 通过将“1”代入变量 i 来开始处理, 随后在步骤 S84 和 S85 中计算三原色中的绿色分量与红色分量的比率 (即, $g/r(i) = G(i)/R(i)$), 以及蓝色分量与绿色分量的比率 (即, $b/g(i) = B(i)/G(i)$), 作为第 i (其中, $i = 1$ 到 $M*N$) 区域的色度。

接着, 在步骤 S87 中, 按照升序对在步骤 S84 中计算出的各个区域

的色度中的绿色分量与红色分量的比率(即, $g/r(i)$)进行排列(参照图 9), 并且在步骤 S88 中, 将排除了不大于 $g/r(i)$ 的最低比率预定百分比(即, $x\%$)的部分以及不小于 $g/r(i)$ 的最高比率预定百分比(即, $y\%$)的部分的区域确定为正常黏膜(参照图 9), 随后在步骤 S89 中, 计算与在步骤 S88 中被确定为正常黏膜的区域相关的平均值 Mg/r 以及 $b/g(i)$ 的平均值 Mb/g 。

接下来, 对能够减少由于受到绒毛区或诸如胃炎的慢性疾病区影响的黏膜的色度变化而导致错误提取出血区的内窥镜诊断支持处理进行说明。

除了用于提取包括出血区的区域的不同条件以外, 该处理流程与图 3 或图 6 的情况类似。即, 在如图 3 的步骤 S39 中或图 6 的步骤 S67 中所示的“ $g/r(i)$ 是否小于预定容限和 Mg/r 相加的结果值, 并且 $b/g(i)$ 是否大于预定容限和 Mb/g 相加的结果值”的条件下, 预定容限分别不同。

在图 3 或 6 所示的实施例中, 和 Mg/r 相加的预定容限为“-0.1”而和 Mb/g 相加的预定容限为“-0.01”, 而在此, 和 Mg/r 相加的预定容限为“-0.1 - A”并且和 Mb/g 相加的预定容限为“-0.01 + B”。

变量 A 是 k 与所划分的区域 i 的周围区域中的 $g/r(i)$ 的值的标准偏差相乘, 而变量 B 是 k 与所划分的区域 i 的周围区域中的 $b/g(i)$ 的值的标准偏差相乘。即, 用于提取出血区的条件在具有较大偏差的区域中更严格, 由此, 使得可以减少由于受到绒毛区或诸如胃炎的慢性疾病区影响的黏膜的色度变化而导致的出血区的错误检测。

另选的是, 变量 A 可以选择 k 与所划分的区域 i 的周围区域中的 $g/r(i)$ 的值的系数相乘, 并且变量 B 也可以选择 k 与所划分的区域 i 的周围区域中的 $b/g(i)$ 的值的系数相乘。

或者, 变量 A 可以选择 k 与所划分的区域 i 内的沿八个方向(即图 10 所示的方向(1)到方向(8))的 G 变化/R 变化的最大值相乘, 并且变量 B 可以选择 k 与沿八个方向(即图 10 所示的方向(1)到方向(8))的 B 变化/G 变化的最大值相乘, 如图 10 所示。应该注意到, 在这种情况下, $G \text{ 变化} = \log_e(G') - \log_e(G)$, 而 $R \text{ 变化} = \log_e(R') - \log_e(R)$ 。

或者, 变量 A 和 B 可以使用 k 与所划分的区域 i 中的梯度相乘。

接下来, 对存在于覆盖有肠液等的具有黄色的色度的黏膜区域中的出血区进行识别的实施例进行说明。存在于覆盖有肠液等的具有黄色的色度的黏膜区域中的出血区的色度偏差具有与存在于正常黏膜区域中的出血区的色度偏差不同的特征, 因此需要改变用于识别出血区的条件。

图 11 是示出用于识别存在于具有黄色的色度的黏膜区域中的出血区的内窥镜诊断支持处理的流程的流程图。

首先, 在步骤 S111 中, 内窥镜诊断支持装置 7 从内窥镜归档装置 10 或已经从内窥镜归档装置 10 接收到数据的存储装置 7e 获得通过内窥镜观察装置 2 采集的图像信息。

在下一步骤 S112 中, CPU 23 将在步骤 S111 中获得的图像数据划分成多个 (例如, $M \times N$ 块) 区域, 例如, 将纵向 288 个像素 \times 横向 288 个像素的图像数据按照纵向 8 像素 \times 横向 8 像素的尺寸划分成纵向 36 \times 横向 36 块的区域。

在步骤 S113 到 S116 中, CPU 23 计算在步骤 S112 中划分的每一个区域的色度。即, 在步骤 S113 中, 通过将 “1” 代入变量 i 来开始处理, 随后在步骤 S114 和 S115 中计算三原色中的绿色分量与红色分量的比率 (即, $g/r(i) = G(i)/R(i)$), 以及蓝色分量与绿色分量的比率 (即, $b/g(i) = B(i)/G(i)$), 作为第 i (其中, $i = 1$ 到 $M \times N$) 区域的色度。

接着, 在步骤 S117 中, 计算在步骤 S115 中计算出的 $g/r(i)$ 的平均值 Mg/r 和 $b/g(i)$ 的平均值 Mb/g , 其中, $i = 1$ 到 $M \times N$ 。

接着, 在步骤 S118 中, CPU 23 判断在步骤 S117 中计算出的平均值 Mg/r 是否小于预定值 (α), 并且如果判断为小于 (步骤 S118 的 “是”), 则确定该图像数据表示覆盖有肠液等的具有黄色的色度的黏膜的图像。

最后, 在步骤 S120 到 S124 中, CPU 23 判断在步骤 S112 中所划分的各个区域是否包括出血区。即, 在步骤 S120 中, 通过将 “1” 代入变量 i 来开始处理, 并且在步骤 S121 中, 判断 $g/r(i)$ 是否小于预定容限和 Mg/r 相加的结果值, 并且还判断 $b/g(i)$ 是否大于预定容限和 Mb/g 相加的结果值。如果判断为 $g/r(i)$ 小于预定容限 (例如, -0.1) 和 Mg/r 相加的结

果值，并且如果还判断为 $b/g(i)$ 大于预定容限（例如，0.03）和 Mb/g 相加的结果值（步骤 S121 的“是”），则在步骤 S122 中判断为第 i 区域包括出血区。

接下来，对将图像的划分的区域分类成多个类别、计算各个类别的黏膜的平均色度以及根据类别区分用于提取出血区的条件的实施例进行说明。该实施例使得可以在属于多个类别的区域混合在单个图像中的情况下选择最优提取条件，由此提高提取出血区的准确度。

图 12 是示出其中用于提取出血区的条件对于多个类别分别不同的实施例的内窥镜诊断支持处理的流程的流程图。

首先，在步骤 S131 中，内窥镜诊断支持装置 7 从内窥镜归档装置 10 或已经从内窥镜归档装置 10 接收到数据的存储装置 7e 获得通过内窥镜观察装置 2 采集的图像信息。

在下一步骤 S132 中，CPU 23 将在步骤 S131 中获得的图像数据划分成多个（例如， $M \times N$ 块）区域。这里，“划分成多个区域”意指将“纵向 288 个像素 \times 横向 288 个像素”的示例图像数据按照“纵向 8 像素 \times 横向 8 像素”的尺寸划分成纵向 36 \times 横向 36 块的区域。在这种情况下， $M = 36$ 并且 $N = 36$ 。

接着，在步骤 S133 中，CPU 23 计算各个区域的区域特征量，例如，计算三原色中的蓝色分量与绿色分量的比率（即， $b/g(i) = B(i)/G(i)$ ），作为第 i （其中， $i = 1$ 到 $M \times N$ ）区域的色度。

接着，在步骤 S134 中，基于在步骤 S133 中计算出的区域特征量来识别各个区域所属的类别。例如，如果蓝色分量与绿色分量的比率（即， $b/g(i)$ ）大于预定值，则将其分类为正常黏膜的区域的类别，并因此产生一标志（即，代入变量 $class(i) = 1$ ），而如果蓝色分量与绿色分量的比率（即， $b/g(i)$ ）不大于预定值，则将其分类为黄色黏膜的区域，并因此产生一标志（即，代入变量 $class = 2$ ；表示类别的数量 $K = 2$ ）。应该注意到，可以适当地计算多个特征量作为区域特征量，并利用标识符将它们分类成多个类别。

接着，在步骤 S135 中，CPU 23 计算所划分的区域 i 的区域色度，


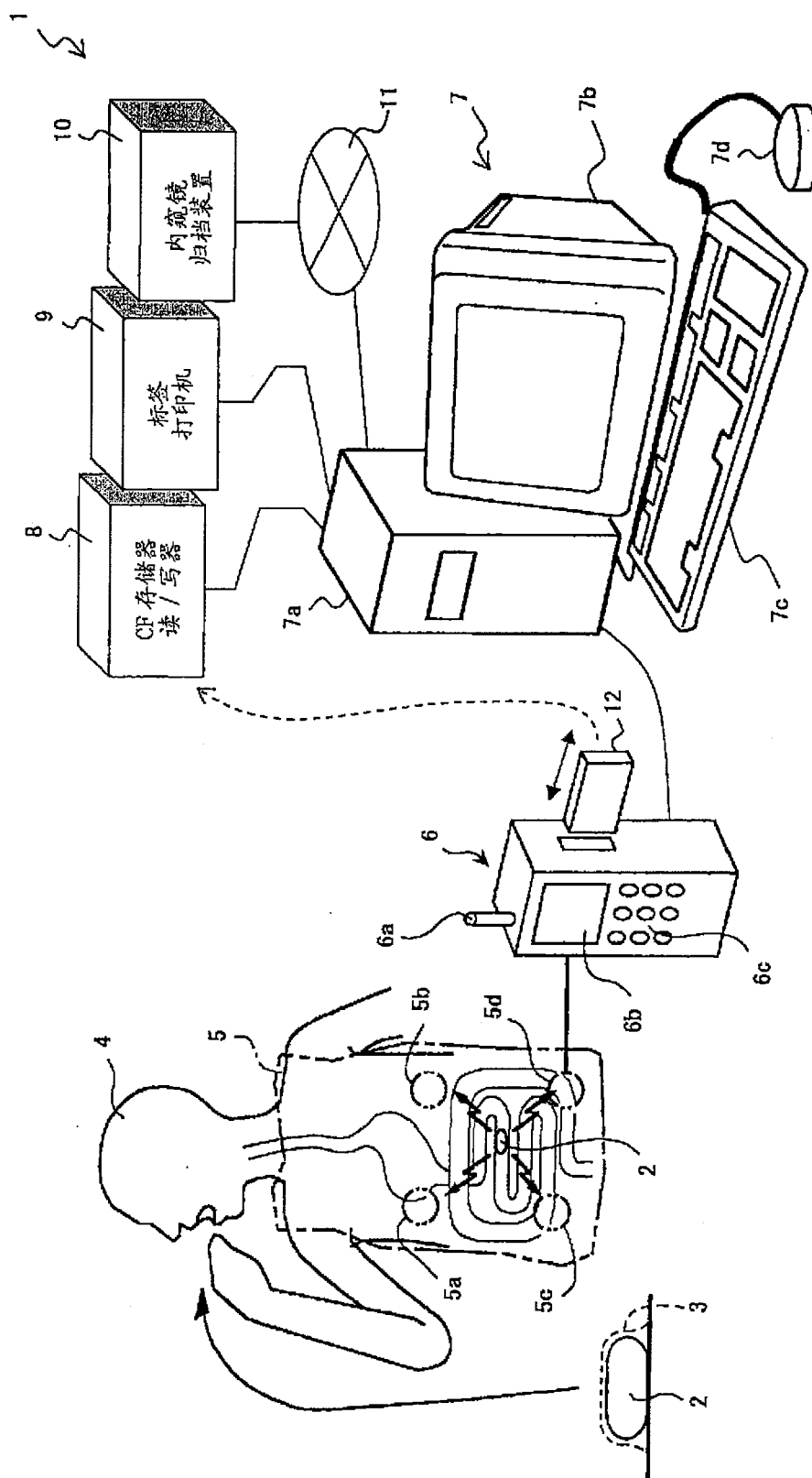
例如，在第 i 区域中，计算 $g/r(i)$ 和 $b/g(i)$ （其中， $i = 1$ 到 $M*N$ ）作为区域色度。

接下来，在步骤 S136 到 S141 中，判断已经在步骤 S132 中进行了划分并且在步骤 S134 中进行了分类的各个类别的各个区域是否包括出血区。即，在步骤 S136 中，通过将“1”代入变量 j 来开始处理，随后在步骤 S137 中，计算属于第一类别（即，变量 $class(i) = 1$ ）的区域的 $g/r(i)$ 的平均值 $Mg/r(1)$ 和 $b/g(i)$ 的平均值 $Mb/g(1)$ ，作为针对第一类别的平均色度。接着，在步骤 S138 和 S139 中，将第一类别的出血区检测条件表达式应用于属于第一类别（即，变量 $class(i) = 1$ ）的区域。即，因为第一类别是正常黏膜，所以判断在属于第一类别（即，变量 $class(i) = 1$ ；其中， $i = 1$ 到 $M*N$ ）的第 i 区域中， $g/r(i)$ 是否小于预定容限和 $Mg/r(1)$ 相加的结果值，并且 $b/g(i)$ 是否大于预定容限和 $Mb/g(1)$ 相加的结果值。如果判断为 $g/r(i)$ 小于预定容限（例如，-0.1）和 $Mg/r(1)$ 相加的结果值，并且 $b/g(i)$ 还大于预定容限（例如，-0.01）和 $Mb/g(1)$ 相加的结果值，则将第 i 区域判断为包括出血区。接着，将第一类别的出血区检测条件表达式应用于所划分的区域 i 中的第 1 到第 $M*N$ 区域当中的属于第一类别的所有区域，并且判断是否包括出血区。接着，在步骤 S141 中，使变量 j 递增，将步骤 S137 到 S139 的处理应用于第二类别，并且此后，执行针对所有类别的处理，并随后结束该处理。

这样，已经对应用了本发明的优选实施方式进行了说明；然而，应用了本发明的内窥镜诊断支持装置显然可以是单个装置、由多个装置构成的系统或集成装置、或通过诸如 LAN 或 WAN 的网络来执行处理的系统（假设执行内窥镜诊断支持装置的功能），而不受限于上述优选实施方式。

即，本发明可以采用可能在本发明的范围内的多种构造或特征，而不受限于上述优选实施方式。

本发明使得能够从通过内窥镜观察装置采集的大量内窥镜图像当中容易且正确地提取采集了出血区的图像。



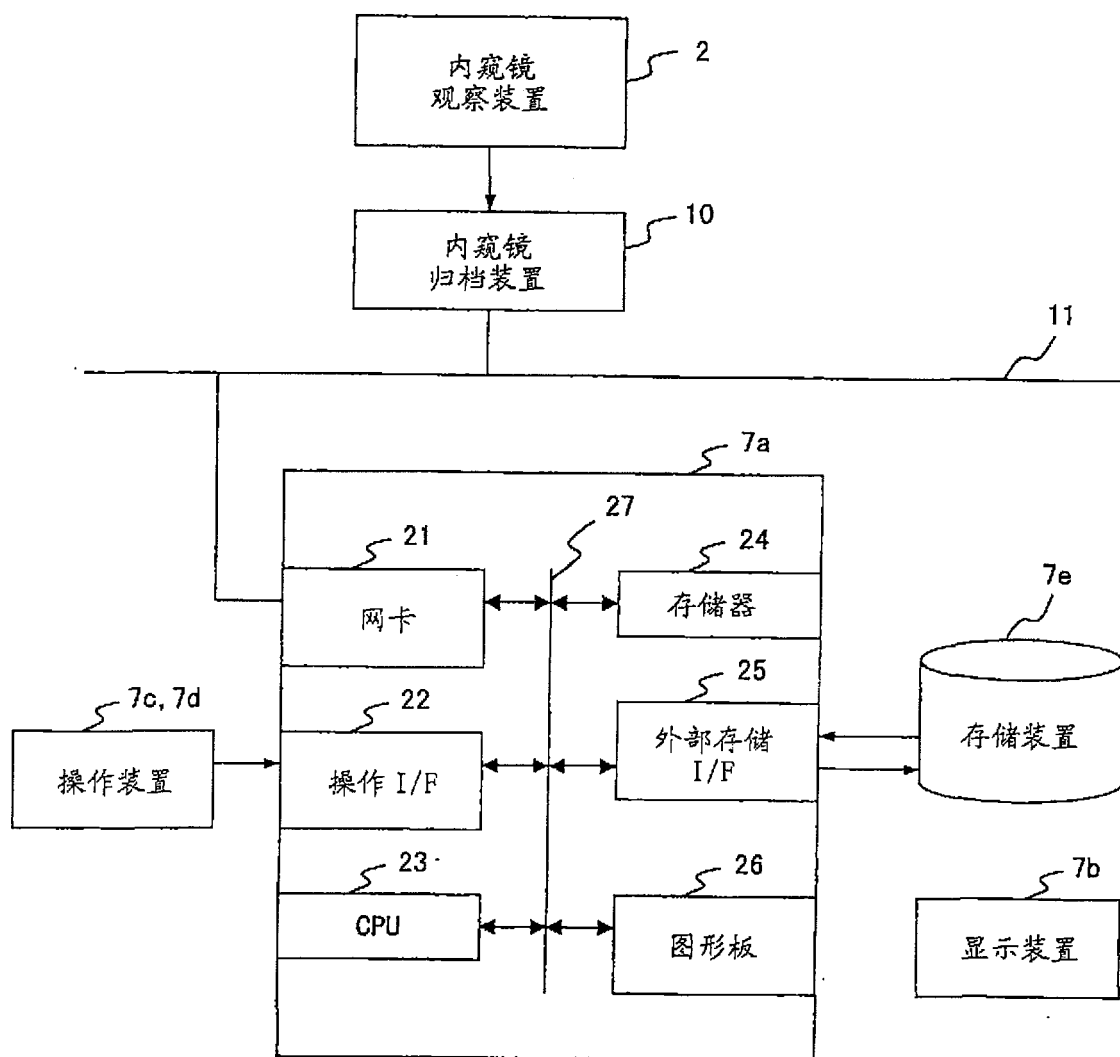


图 2

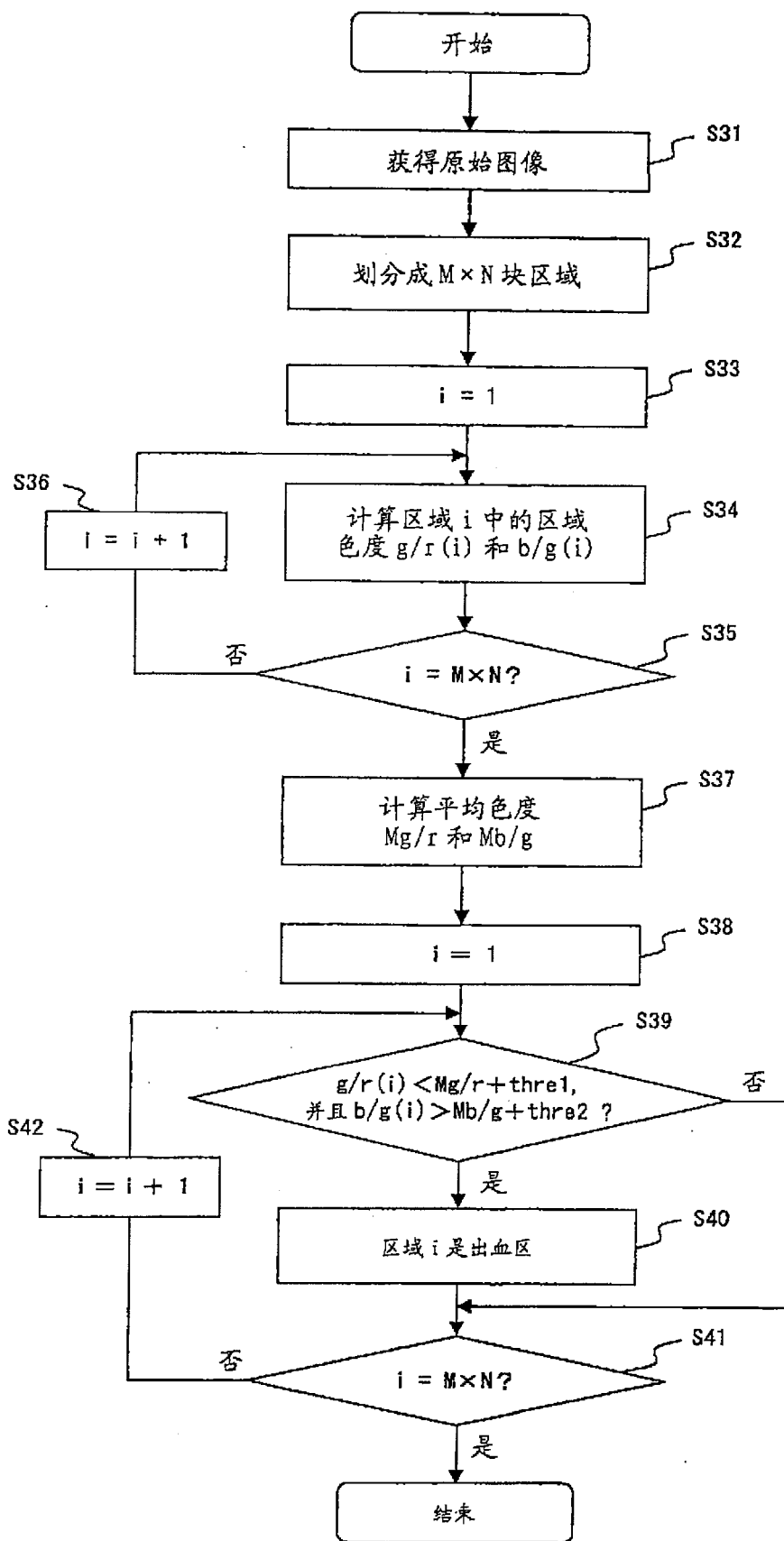


图 3

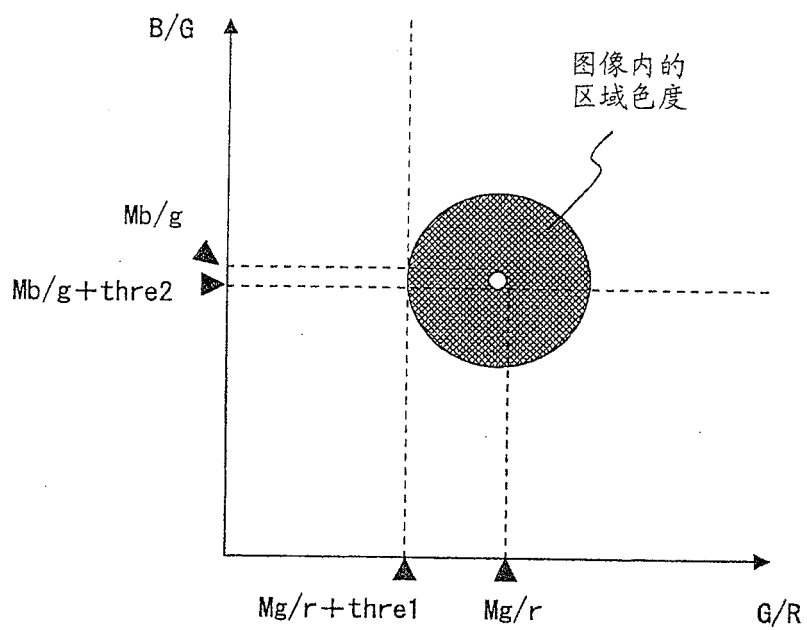


图 4

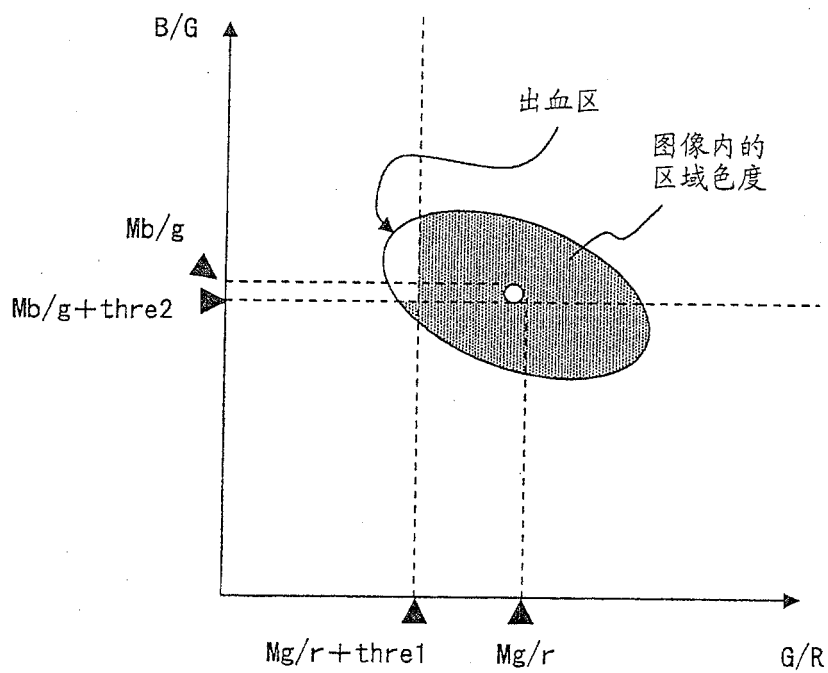


图 5

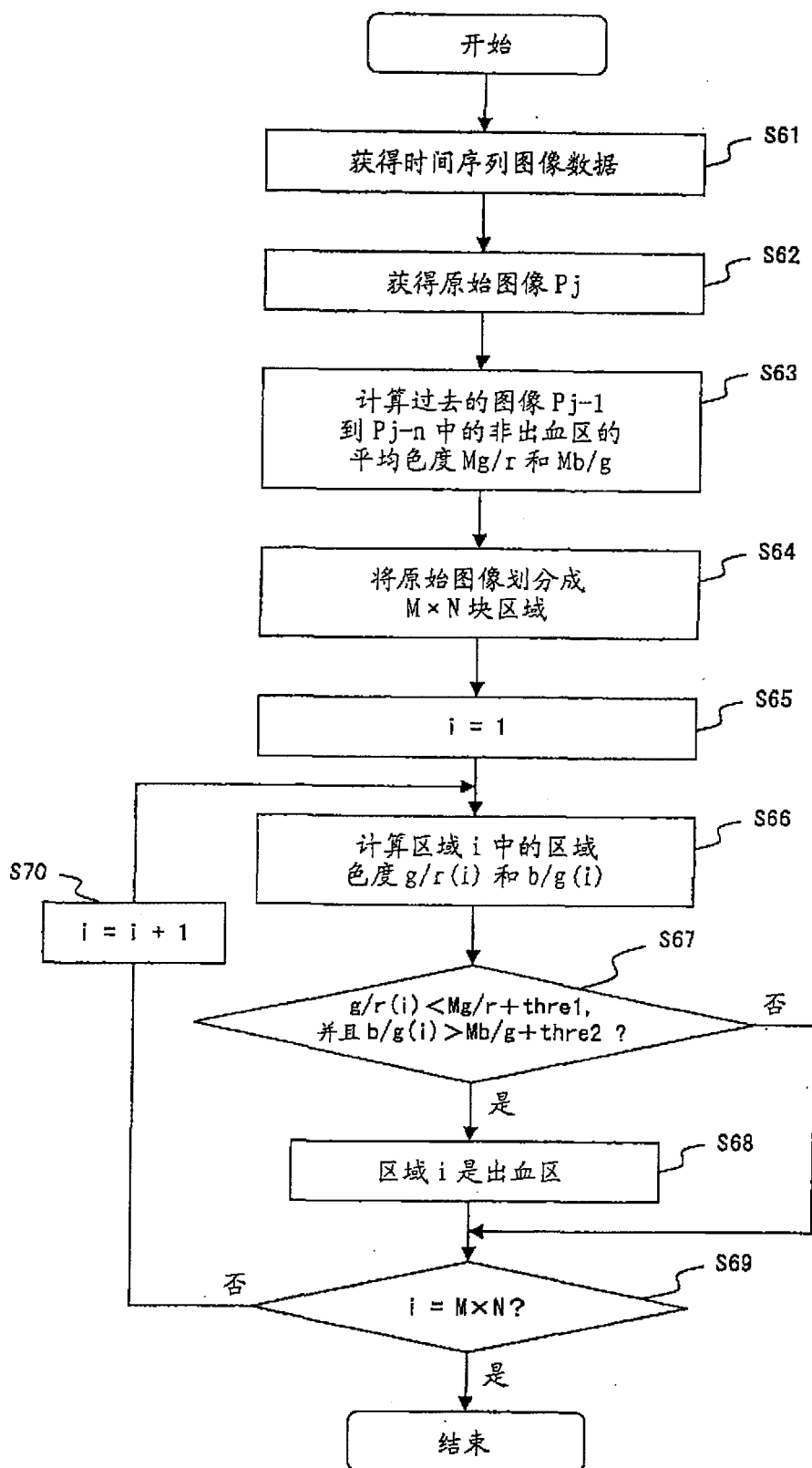


图 6

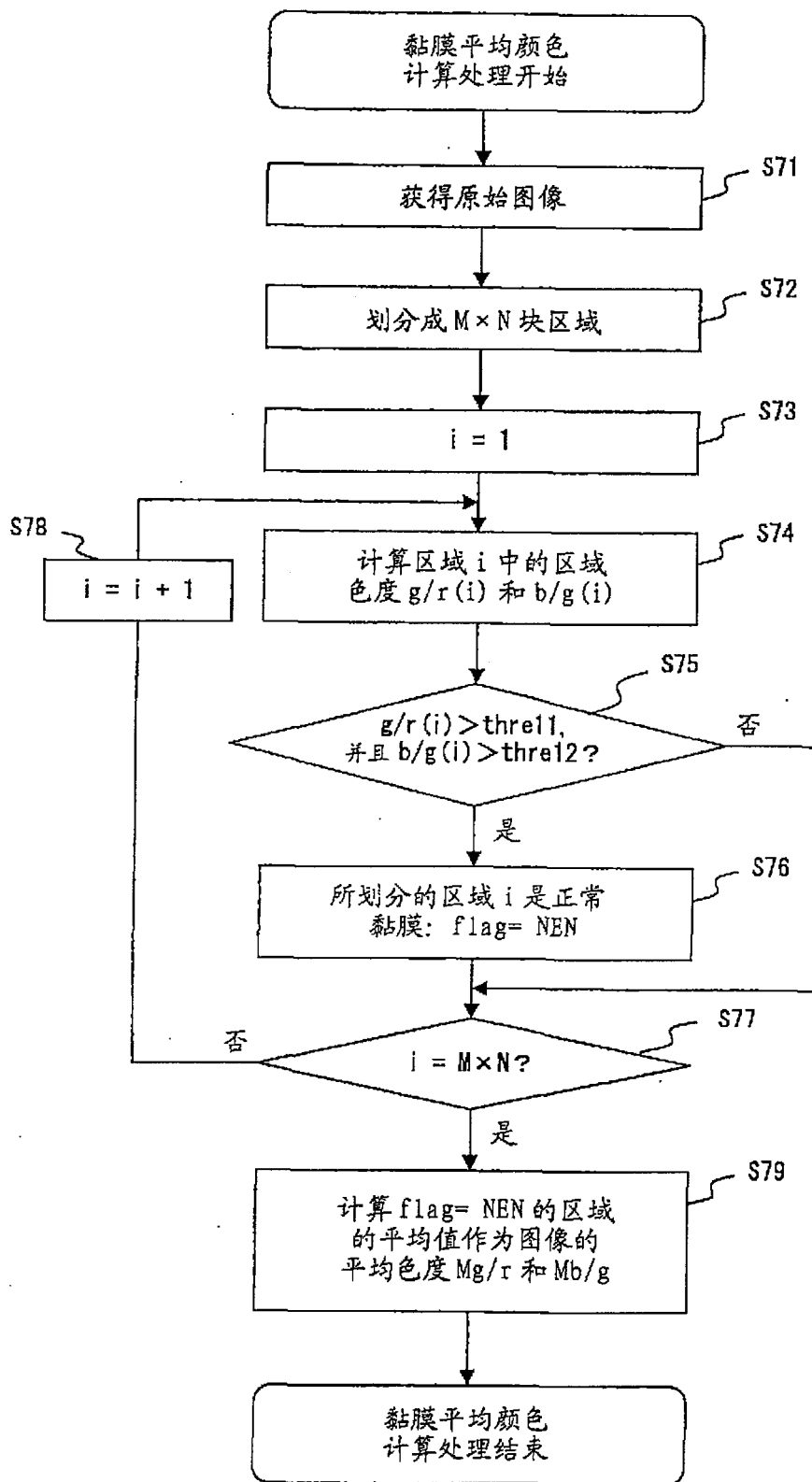


图 7

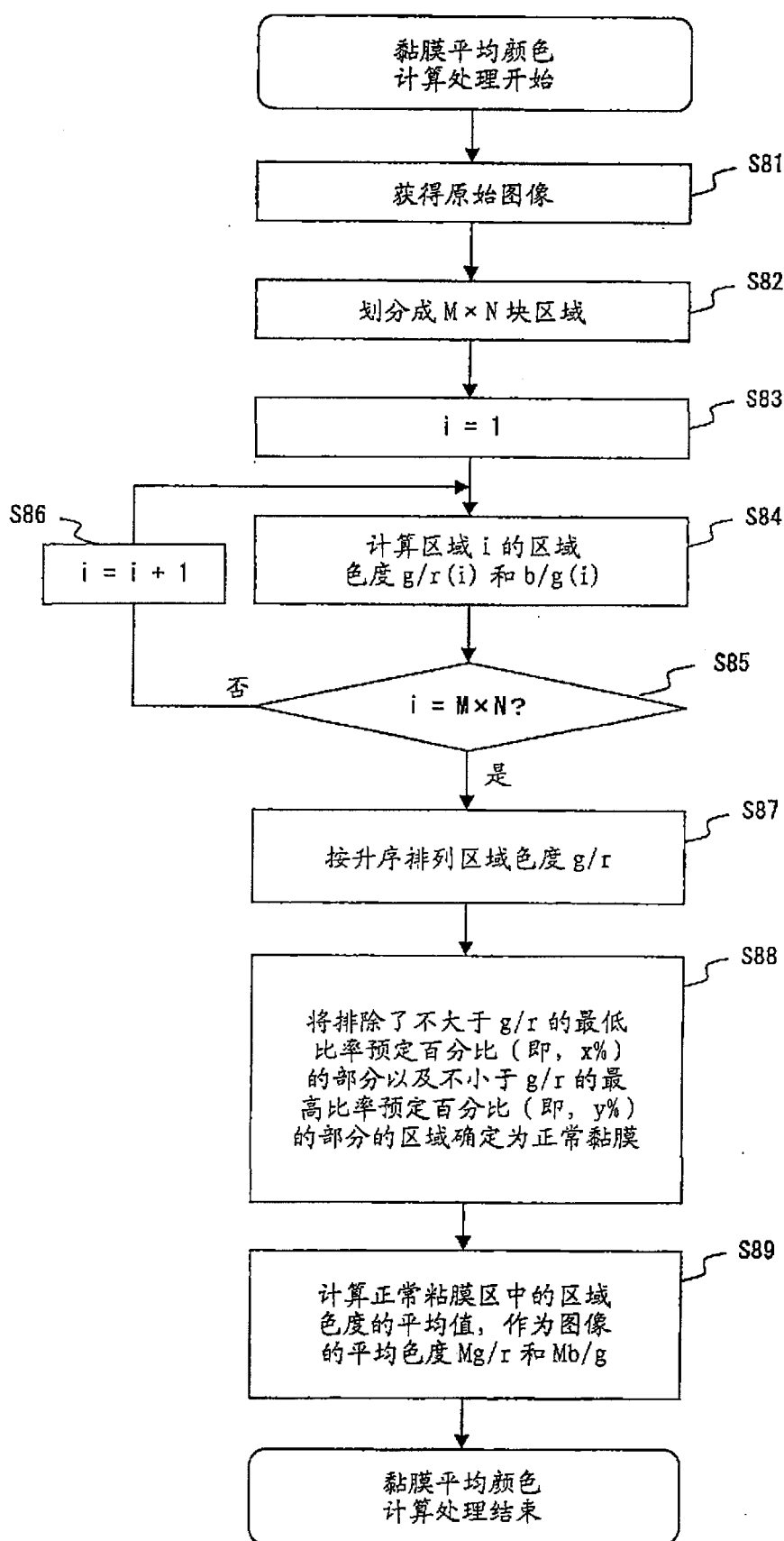


图 8

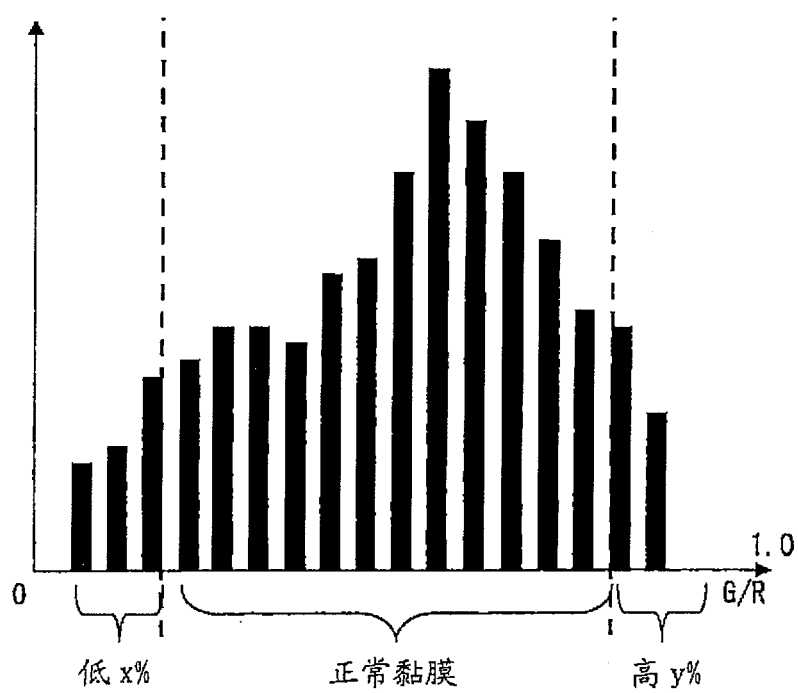


图 9

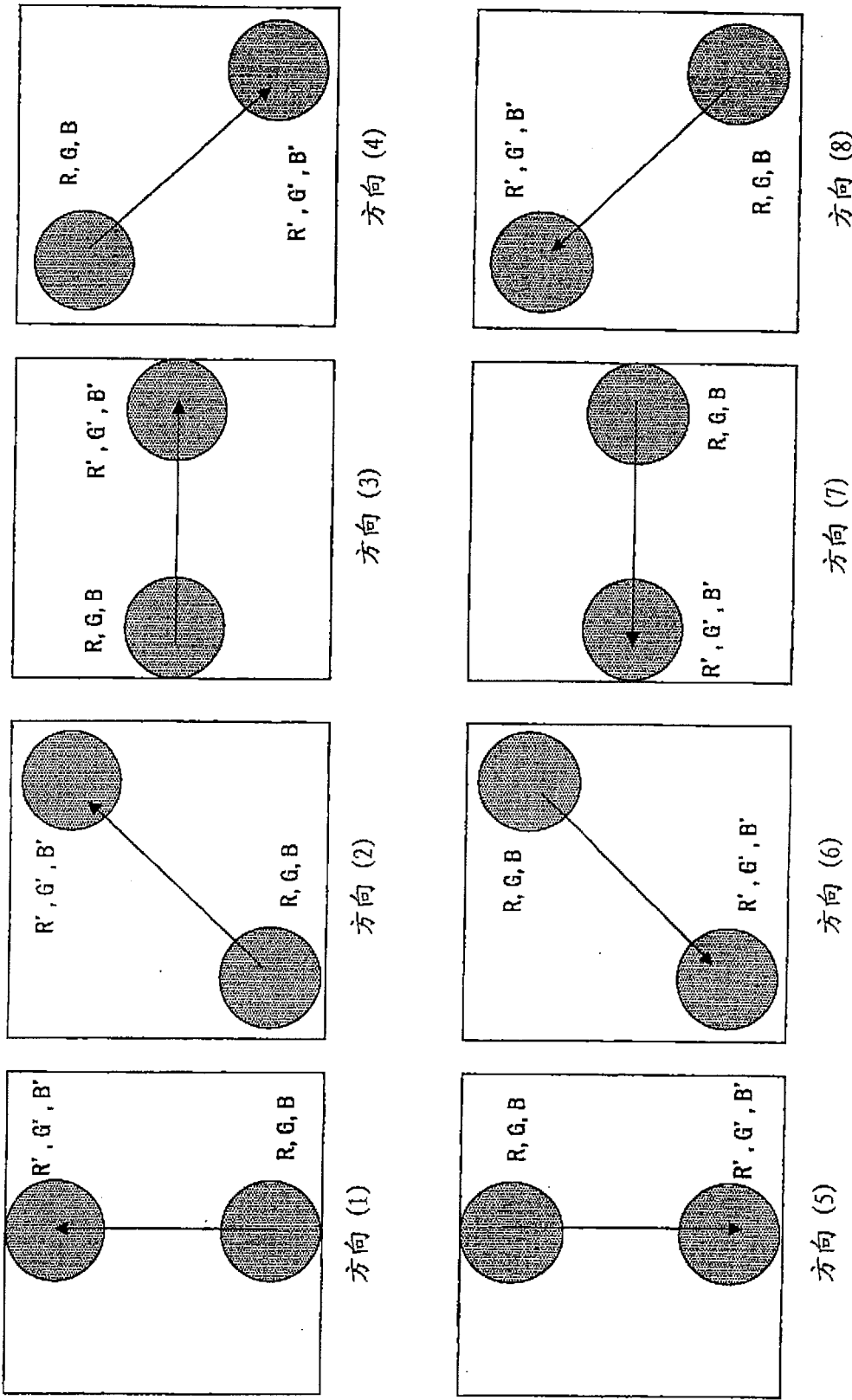


图 10

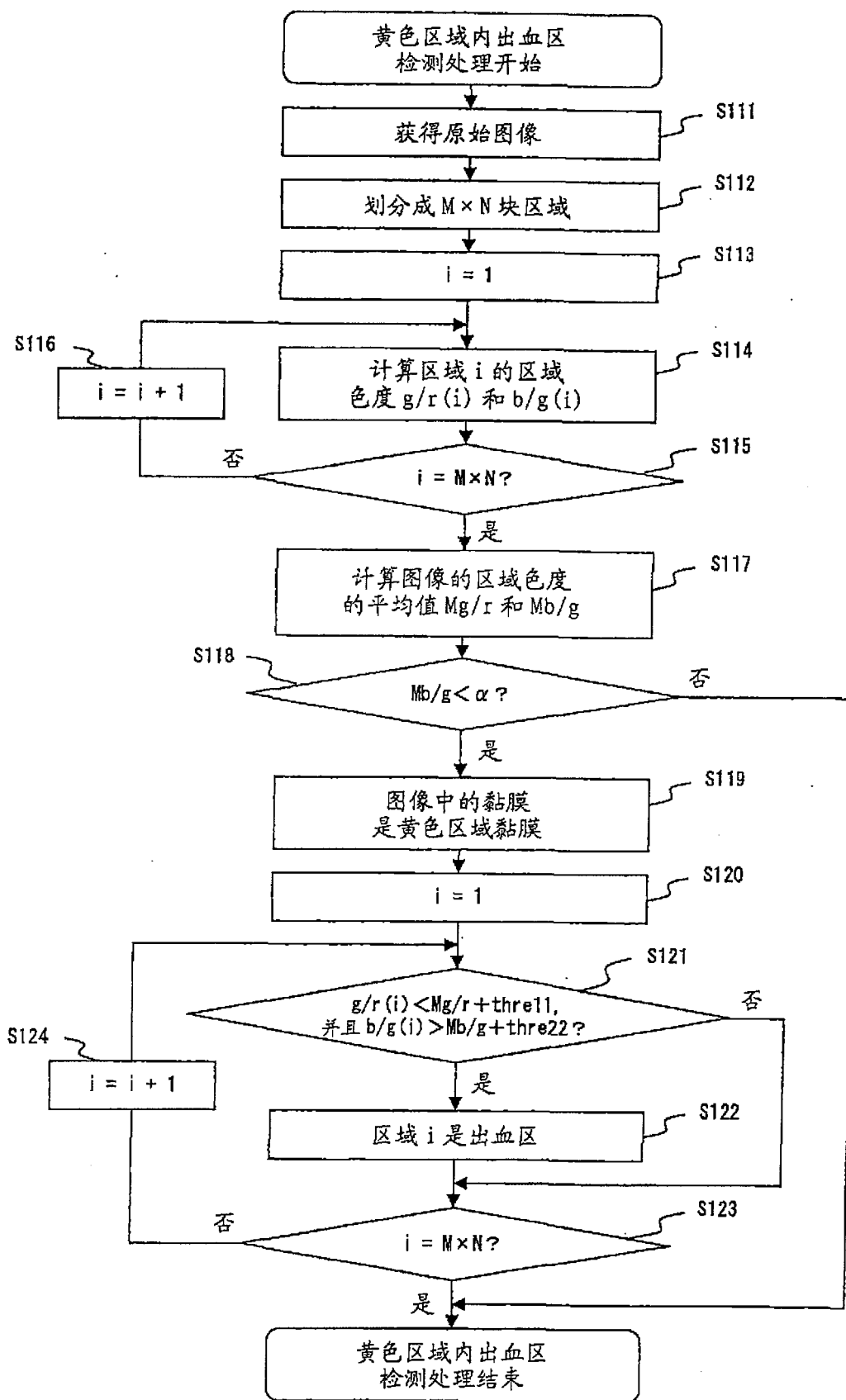


图 11

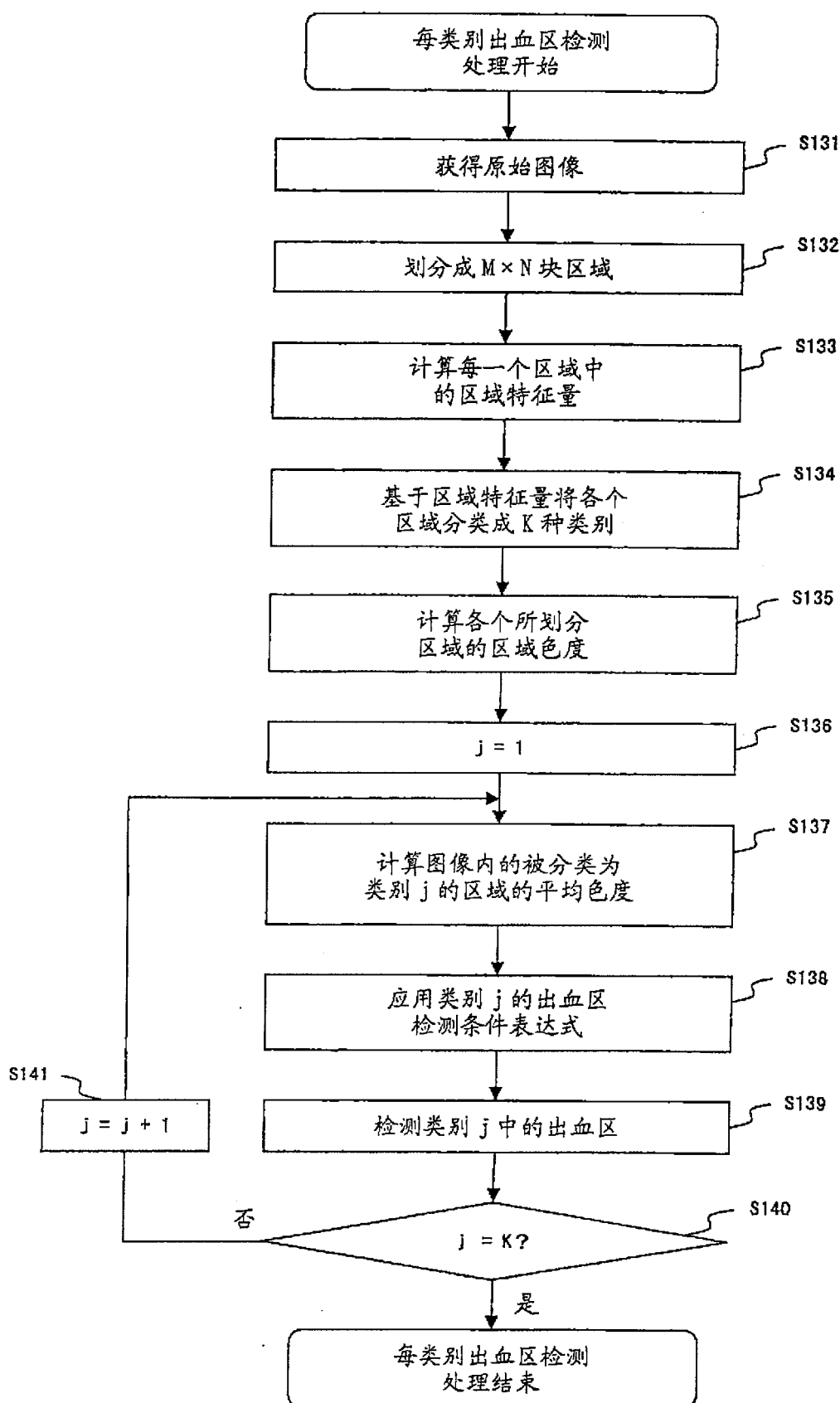


图 12

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜诊断支持装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN100558289C | 公开(公告)日 | 2009-11-11 |
| 申请号 | CN200680018916.3 | 申请日 | 2006-04-20 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社 | | |
| [标]发明人 | 井上凉子 野波徹绪 | | |
| 发明人 | 井上凉子 野波徹绪 | | |
| IPC分类号 | A61B1/04 A61B1/00 | | |
| CPC分类号 | G06T7/0012 A61B1/041 G06T7/408 G06T2207/30028 G06T7/90 | | |
| 代理人(译) | 李辉 | | |
| 审查员(译) | 陈淑珍 | | |
| 优先权 | 2005162023 2005-06-01 JP | | |
| 其他公开文献 | CN101184430A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明提供了一种内窥镜诊断支持方法、内窥镜诊断支持装置和内窥镜诊断支持程序，它们都能够通过根据划分内窥镜图像而获得的多个图像区域中的每一个图像区域的颜色信号计算色调，从通过内窥镜观察装置采集的大量内窥镜图像当中容易且准确地提取采集了出血区的图像；并且在用于支持基于通过内窥镜观察装置采集的内窥镜图像进行的内窥镜诊断的内窥镜诊断支持装置中，通过基于各个图像区域的所计算的色调判断所述多个图像区域中的各个图像区域之间的差别，来辨别出包括出血区的图像区域。

