



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101909510 A

(43) 申请公布日 2010.12.08

(21) 申请号 200880124278.2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008.11.19

A61B 1/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

2008-001675 2008.01.08 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.07.07

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2008/071048 2008.11.19

(87) PCT申请的公布数据

W02009/087821 JA 2009.07.16

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 神田大和

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 黄纶伟 吕俊刚

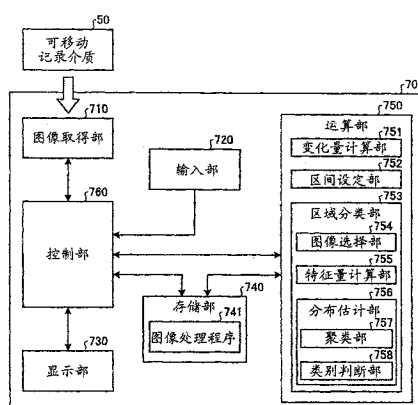
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 8 页

(54) 发明名称

图像处理装置以及图像处理程序

(57) 摘要

在一个实施方式所涉及的图像处理装置中，变化量计算部 (751) 计算构成时间序列图像的各管腔内图像与处于其时间序列附近的其他图像之间的变化量，该时间序列图像通过在管腔内移动的胶囊型内窥镜所拍摄且保存于可移动记录介质 (50) 中。区间设定部 (752) 根据图像间的变化量来设定预定的时间序列区间。区域分类部 (753) 使用每个时间序列区间的分类标准，将时间序列区间中所包含的图像内部分类为多个类别区域。



1. 一种图像处理装置,其处理由按照时间序列拍摄的多个图像构成的时间序列图像,其特征在于,该图像处理装置具有:

区间设定单元,其根据构成上述时间序列图像的图像间的变化量,设定预定的时间序列区间;以及

区域分类单元,其使用由上述区间设定单元设定的每个时间序列区间的分类标准,将上述时间序列区间中所包含的图像内部分类为多个类别区域。

2. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

该图像处理装置还具有变化量计算单元,该变化量计算单元计算构成上述时间序列图像的图像与处于其时间序列附近的其他图像之间的变化量,

上述区间设定单元根据由上述变化量计算单元计算出的变化量来设定上述时间序列区间。

3. 根据权利要求1或2所述的图像处理装置,其特征在于,上述区域分类单元具有:

特征量计算单元,其计算上述时间序列区间中所包含的图像的特征量;以及

分布估计单元,其根据由上述特征量计算单元计算出的特征量的分布即特征量分布,估计存在于上述时间序列区间中所包含的图像内的上述各类别区域的特征量分布,

该图像处理装置根据由上述分布估计单元估计出的上述各类别区域的特征量分布,将上述时间序列区间中所包含的图像内部分类为上述各类别区域。

4. 根据权利要求3所述的图像处理装置,其特征在于,

上述区域分类单元具有从上述时间序列区间中选择图像的图像选择单元,

上述分布估计单元根据由上述图像选择单元选择出的图像的特征量分布,估计存在于上述时间序列区间的图像内的上述各类别区域的特征量分布。

5. 根据权利要求3或4所述的图像处理装置,其特征在于,上述分布估计单元具有:

聚类单元,其对由上述特征量计算单元计算出的特征量的分布即特征量分布进行聚类;以及

类别判断单元,其判断由上述聚类单元所获得的各类的类别,

该图像处理装置根据由上述类别判断单元判断出类别的上述各类内的特征量数据,估计上述各类别区域的特征量分布。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,上述区间设定单元根据按时间序列顺序累计上述图像间的变化量而得到的累计值,设定上述时间序列区间。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,

上述区间设定单元将上述时间序列区间设定为一部分在时间序列上重叠,

上述区域分类单元对关于各个上述时间序列区间的分类结果进行汇总,将重叠区间内所包含的图像内部分类为上述各类别区域。

8. 根据权利要求4至7中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,上述图像选择单元根据上述图像间的变化量来选择图像。

9. 根据权利要求8所述的图像处理装置,其特征在于,上述图像选择单元根据按时间序列顺序累计上述图像间的变化量而得到的累计值来选择图像。

10. 根据权利要求5至9中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,上述类别判断单元针对每个上述时间序列区间变更类别的判断标准。

11. 根据权利要求 2 至 10 中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,上述变化量计算单元通过在图像间对位置对应的像素或区域进行比较来计算变化量。

12. 根据权利要求 2 至 11 中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,上述变化量计算单元通过比较像素值的统计量来计算变化量。

13. 根据权利要求 3 至 12 中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,上述特征量计算单元将上述时间序列区间中所包含的图像分割为多个区域,针对每个分割区域计算特征量。

14. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,上述区域分类单元将上述时间序列区间中所包含的图像分割为多个区域,针对每个分割区域对类别进行分类。

15. 根据权利要求 1 至 14 中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,上述时间序列图像为体内管腔内的图像。

16. 根据权利要求 1 至 15 中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,上述类别包含粘膜、内容物、泡、病变中的任一个。

17. 一种图像处理程序,其使处理由按时间序列拍摄的多个图像构成的时间序列图像的计算机执行如下步骤:

区间设定步骤,根据构成上述时间序列图像的图像间的变化量来设定预定的时间序列区间;以及

区域分类步骤,使用由上述区间设定步骤设定的每个时间序列区间的分类标准,将上述时间序列区间中所包含的图像内部分类为多个类别区域。

图像处理装置以及图像处理程序

技术领域

[0001] 本发明涉及对由按照时间序列拍摄的多个图像构成的时间序列图像进行处理的图像处理装置以及图像处理程序。

背景技术

[0002] 近年来,以胶囊型内窥镜为代表,开发出了在消化道等体内管腔内移动并依次拍摄管腔内图像的医用设备。胶囊型内窥镜从口中被吞入后,通过蠕动运动等在管腔内移动,以预定的摄像速率依次拍摄图像并发送给体外接收器,最终被排出到体外。所摄像的时间序列图像的张数大概可表示为摄像速率(大约 $2 \sim 4$ 帧/秒) $\times$ 胶囊型内窥镜在体内滞留时间(大约8 小时 $= 8 \times 60 \times 60$ 秒),在几万张以上。医生为了通过诊断用工作站等确认这些发送到体外接收器的大量时间序列图像,确定病变部,则需要耗费较多时间。因此,强烈要求一种提高医生对图像的确认作业的效率的技术。

[0003] 例如专利文献1 示出了如下方法,即:将胶囊型内窥镜拍摄到的时间序列图像内部分割为粘膜、大小便、泡、不明物等的区域,判断观察所不需要的图像和包含病变部位的图像。具体来说,将按照预定间隔对时间序列图像取样得到的多个图像分别分割为小区段,把这些小区段成像于平均色比空间等预定的特征空间之后进行聚类。然后,使用预先根据训练数据制作的分类器将获得的类分类为粘膜、大小便、泡等组(类别)。接下来,将取样得到的图像划分为预定的时间序列间隔的子集,以之前的组分类结果为基础计算子集内的各组的产生频率和分布信息。之后,根据这些信息,将各子集所表示的时间序列区间的图像内部分类为各组区域,检测病变部。

[0004] 专利文献1:日本特开2007-175432 号公报

[0005] 在专利文献1 中,在作为子集的预定宽度的时间序列区间内,使用按照预定间隔取样得到的图像求出粘膜、大小便、泡等各组的组分布信息,对图像内部进行区域分类。然而,胶囊型内窥镜会由于蠕动运动等而通过消化道等管腔内部,因此其通过速度并非恒定,所拍摄的时间序列图像也各种各样,有时连续出现变化较大的图像,还有时连续出现类似的图像。因此,当图像在子集内的时间序列区间中发生较大变化的情况下,胶囊大幅移动,周围状况发生改变,因而各组的数据变动较大。其结果是难以正确求出组分布信息,存在分类精度降低而无法高精度检测病变部的问题。另一方面,当图像在时间序列区间内完全没有发生变化的情况下,会重复进行用于获得同等程度的组分布信息的处理,存在浪费计算时间的问题。

发明内容

[0006] 本发明就是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种能够高精度且高效地对构成时间序列图像的图像内部进行分类的图像处理装置以及图像处理程序。

[0007] 为了解决上述问题,达成目的,本发明涉及的图像处理装置处理由按照时间序列拍摄的多个图像构成的时间序列图像,其特征在于,具有:区间设定单元,其根据构成上述

时间序列图像的图像间的变化量,设定预定的时间序列区间;以及区域分类单元,其使用由上述区间设定单元所设定的每个时间序列区间的分类标准,将上述时间序列区间中包含的图像内部分类为多个类别区域。

[0008] 另外,本发明所涉及的图像处理程序使处理由按时间序列拍摄的多个图像构成的时间序列图像的计算机执行如下步骤:区间设定步骤,根据构成上述时间序列图像的图像间的变化量来设定预定的时间序列区间;以及区域分类步骤,使用由上述区间设定步骤所设定的每个时间序列区间的分类标准,将上述时间序列区间所包含的图像内部分类为多个类别区域。

[0009] 根据本发明所涉及的图像显示装置,能够根据构成时间序列图像的图像间的变化量来设定时间序列区间。而且,能够使用每个时间序列区间的分类标准将所设定的时间序列区间中所包含的图像内部分类为类别区域,因此能够提高类别区域的分类精度。因此,可获得能以高精度且高效地对构成时间序列图像的图像内部进行分类的效果。

附图说明

[0010] 图 1 是表示包含图像处理装置的图像处理系统的整体构成的概要示意图。

[0011] 图 2 是表示管腔内图像的一个例子的图。

[0012] 图 3 是说明图像处理装置的功能构成的框图。

[0013] 图 4 是表示图像处理装置所进行的处理步骤的整体流程图。

[0014] 图 5 是表示时间序列区间设定的情形的示意图。

[0015] 图 6 是表示区域临时分类处理的详细步骤的流程图。

[0016] 图 7 是表示图像选择的情形的示意图。

[0017] 图 8 是表示使用聚类的分类效果的示意图。

[0018] 图 9 是表示类别的判断标准的更新的示意图。

[0019] 符号说明:

[0020] 10 胶囊型内窥镜;30 接收装置;A1 ~ An 接收用天线;50 可移动记录介质;70 图像处理装置;710 图像取得部;720 输入部;730 显示部;740 存储部;741 图像处理程序;750 运算部;751 变化量计算部;752 区间设定部;753 区域分类部;754 图像选择部;755 特征量计算部;756 分布估计部;757 聚类部;758 类别判断部;760 控制部;1 被检体。

具体实施方式

[0021] 下面,参照附图详细说明本发明的优选实施方式。并且,在以下说明的实施方式中,说明的是对由胶囊型内窥镜按照时间序列拍摄的体内管腔内的时间序列图像进行处理的图像处理装置,而本发明的图像处理装置能处理的时间序列图像不限于对体内管腔内进行拍摄而得到的时间序列图像。

[0022] (实施方式)

[0023] 图 1 是表示包含实施方式的图像处理装置的图像处理系统的整体构成的概要示意图。如图 1 所示,图像处理系统由如下构成:拍摄被检体 1 内部的图像(以下称为“管腔内图像”)的胶囊型内窥镜 10、接收从胶囊型内窥镜 10 无线发送的管腔内图像的接收装置 30、根据由接收装置 30 接收到的管腔内图像,对由胶囊型内窥镜 10 拍摄的管腔内图像进行

处理并显示的图像处理装置 70 等。关于接收装置 30 与图像处理装置 70 之间的图像数据的交换,例如可使用可移动型的记录介质(可移动记录介质)50。

[0024] 胶囊型内窥镜 10 具备摄像功能和无线功能等,从被检体 1 的口中吞入后被导入到被检体 1 内部,在体腔内移动并依次拍摄管腔内图像。然后将所拍摄的管腔内图像无线发送到体外。

[0025] 接收装置 30 具有多个接收用天线 A1 ~ An,接收从胶囊型内窥镜 10 经由各接收用天线 A1 ~ An 无线发送的管腔内图像。接收装置 30 构成为可自由拆装可移动记录介质 50,将接收到的管腔内图像的图像数据依次保存到可移动记录介质 50。这样,由胶囊型内窥镜 10 拍摄的被检体 1 内的管腔内图像通过接收装置 30 按照时间序列顺序存储于可移动记录介质 50 中,作为时间序列图像来保存。

[0026] 接收用天线 A1 ~ An 例如通过环形天线构成,贴附于被检体 1 的身体外表面。具体而言,分散配置于与被检体 1 内的胶囊型内窥镜 10 的通过路径对应的位置。并且,接收用天线 A1 ~ An 也可以分散配置于被检体 1 身穿的夹克上。此时,由于被检体 1 穿着该夹克,从而接收用天线 A1 ~ An 配置于与被检体 1 内的胶囊型内窥镜 10 的通过路径对应的被检体 1 体表上的预定位置。并且,接收用天线在被检体 1 上配置一个以上即可,对该数量不作限定。

[0027] 图像处理装置 70 用于由医生等对胶囊型内窥镜 10 所拍摄的管腔内图像进行观察和诊断,可通过工作站和个人计算机等通用计算机来实现。该图像处理装置 70 构成为可自由拆装可移动记录介质 50,对构成保存于可移动记录介质 50 中的时间序列图像的各管腔内图像进行处理,按时间序列顺序依次显示在 LCD 或 ELD 等显示器上。图 2 是表示由胶囊型内窥镜 10 拍摄并由图像处理装置 70 进行处理的管腔内图像的一个例子的图。管腔内图像反映出粘膜 11、在体腔内浮游的内容物 13、泡 15 等,并且,有时还会反映出病变等重要部位。并且,由胶囊型内窥镜 10 拍摄的管腔内图像是在各像素位置上对于 R(红)、G(绿)、B(蓝)各颜色分量具有像素电平(像素值)的彩色图像。

[0028] 图 3 是说明图像处理装置 70 的功能构成的框图。本实施方式中,图像处理装置 70 具有图像取得部 710、输入部 720、显示部 730、存储部 740、运算部 750 和控制装置各部分的控制部 760。

[0029] 图像取得部 710 取得构成由胶囊型内窥镜 10 拍摄且由接收装置 30 保存于可移动记录介质 50 中的时间序列图像的管腔内图像,例如以可自由拆装的方式安装可移动记录介质 50,将存储在所安装的可移动记录介质 50 内的管腔内图像的图像数据读出而获得。该图像取得部 710 例如可通过与可移动记录介质 50 种类对应的读写装置来实现。并且,对于由胶囊型内窥镜 10 拍摄的时间序列的管腔内图像的取得,不限于使用可移动记录介质 50 的构成,例如可以构成为取代图像取得部 710 而具有硬盘,将由胶囊型内窥镜 10 拍摄到的时间序列的管腔内图像预先保存于硬盘内。或者还可以构成为:另外设置服务器来取代可移动记录介质 50,将时间序列的管腔内图像预先保存于该服务器内。这种情况下,通过用于与服务器连接的通信装置等构成图像取得部,通过该图像取得部连接到服务器,从服务器取得时间序列的管腔内图像。

[0030] 输入部 720 例如通过键盘、鼠标、触摸面板、各种开关等实现,向控制部 760 输出与操作输入对应的操作信号。显示部 730 可通过 LCD 或 ELD 等显示装置实现,通过控制部 760

的控制而显示包含时间序列的管腔内图像的显示画面在内的各种画面。

[0031] 存储部 740 可通过能更新存储的闪速存储器等 ROM 和 RAM 等这样的各种 IC 存储器、内置或用数据通信端子连接的硬盘、CD-ROM 等信息记录介质及其读取装置等来实现,存储部 740 存储有:图像处理装置 70 的动作所涉及的程序、用于实现图像处理装置 70 具备的各种功能的程序、执行这些程序所涉及的数据等。另外,还存储有用于将构成时间序列图像的各管腔内图像分类为类别区域的图像处理程序 741。

[0032] 运算部 750 可通过 CPU 等硬件实现,其依次处理由图像取得部 710 取得的时间序列的管腔内图像,进行用于将各管腔内图像分类为类别区域的各种运算处理。该运算部 750 具有:作为计算在管腔内移动的胶囊型内窥镜 10 所拍摄的时间序列的管腔内图像与处于其时间序列附近的其他图像之间的变化量的变化量计算单元的变化量计算部 751;作为根据图像间变化量来设定预定的时间序列区间的区间设定单元的变化量计算部 752;以及作为使用每个时间序列区间的分类标准,将时间序列区间所包含的图像内部分类为“粘膜”、“内容物”、“泡”、“病变”等多个类别区域的区域分类单元的区域分类部 753。另外,区域分类部 753 具有作为从时间序列区间选择图像的图像选择单元的图像选择部 754、作为根据时间序列区间的各图像来计算特征量的特征量计算单元的特征量计算部 755、作为对存在于时间序列区间所包含的图像内的各类别区域的特征量分布进行估计的分布估计单元的分布估计部 756;分布估计部 756 具有:作为对由图像选择部 754 选择出的图像即选择图像的特征量分布进行聚类的聚类单元的聚类部 757、作为根据各聚类信息来判断各类的类别的类别判断单元的类别判断部 758。

[0033] 控制部 760 可通过 CPU 等硬件实现。该控制部 760 根据从图像取得部 710 输入的图像数据、从输入部 720 输入的操作信号和存储于存储部 740 中的程序和数据等,进行针对构成图像处理装置 70 的各部分的指示和数据传送等,综合性控制图像处理装置 70 的整体动作。

[0034] 图 4 是表示图像处理装置 70 所进行的处理步骤的整体流程图。通过由运算部 750 执行存储于存储部 740 中的图像处理程序 741,可实现此处所说明的处理。并且,图 4 中示出对时间序列顺序从 0 到 T 的时间序列图像 $I(0)$ 至 $I(T)$ 进行处理时的流程。

[0035] 如图 4 所示,运算部 750 首先将表示处理对象的管腔内图像的时间序列顺序的符号 i 设定为 0,并且将表示时间序列区间的开始图像的时间序列顺序的符号 s 设定为 0(步骤 S10)。接下来,运算部 750 获得时间序列顺序 i 的管腔内图像即图像 $I(i)$ (步骤 S11)。然后,取得在时间序列上与图像 $I(i)$ 连续的时刻顺序 $i+1$ 的管腔内图像即图像 $I(i+1)$ (步骤 S13)。

[0036] 接着,变化量计算部 751 计算图像 $I(i)$ 与图像 $I(i+1)$ 的变化量(步骤 S15)。变化量的计算方法具有多种,以下作为一个例子示出对图像间位置相对应的区域进行比较的方法的步骤。首先,取得由图像 $I(i)$ 、图像 $I(i+1)$ 的 G 分量构成的图像。这里使用 G 分量是因为接近于血液中血红蛋白的吸收波长频带,而且灵敏度和分辨率较高,因而良好地表现出管腔内图像的明暗信息。当然也可以使用其他像素值或通过已经公知的转换而二维计算出的表示明暗信息的值、亮度(YCbCr 转换)、明度(HIS 转换)等。接着,将各个 G 分量图像内部分割为预定尺寸的小区段。例如将图像内分割为 m 行 n 列。接着,对所分割的每个小区段求出平均 G 分量值。然后,按照下面的式(1),求出位置对应的小区段的平均 G 分量

值的差的绝对值,设图像内全部区段的和为变化量 $v(i+1)$ 。

[0037] 【数 1】

$$[0038] \quad v(i+1) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |G_{(m,n)}^i - G_{(m,n)}^{i+1}| \quad \dots (1)$$

[0039] 其中, $G_{(m,n)}^i$ 为图像 $I(i)$ 的 G 分量图像内的 m 行 n 列的小区段的 G 分量平均值, $G_{(m,n)}^{i+1}$ 为图像 $I(i+1)$ 的 G 分量图像内的 m 行 n 列的小区段的 G 分量平均值。

[0040] 该变化量反映出胶囊型内窥镜 10 的动作,可认为值越大则周围环境越不同。并且,在上述手法中,作为变化量示出了差的绝对值和,然而也可使用差的平方和。还可以不分割为小区段而比较位置对应的像素的像素值。另外,在如 JPEG 等那样以区段单位对摄像数据进行离散余弦变换 (Discrete Cosine Transform :DCT),使用压缩编码后的图像数据的情况下,也可以比较求出在压缩解压缩时对每个单位区段求得的 DCT 系数和根据 DCT 系数二维计算出的值。还可以比较求出图像内的像素值的统计量。例如可以比较求出 R、G、B 分量的图像内平均值、图像内标准偏差值、直方图或者根据 R、G、B 分量值二维计算出的色比、色差、色相、彩度等的平均值和直方图。或者,在使用 MPEG 等动态图像压缩数据的情况下,由于在压缩编码时计算出图像间的变化量并记录,因而可以不进行图像间的变化量计算,使用这些值即可。此时不需要变化量计算部 751。

[0041] 接着,区间设定部 752 按照下式 (2) 计算按时间序列顺序累计从区间开始图像 $I(s)$ 起的变化量的累计值即累计变化量 sv (步骤 S17)。然后,区间设定部 752 判定所计算出的累计变化量 sv 是否超过了预先设定的预定阈值,或判定处理后的图像 $I(i+1)$ 是否为时间序列在最后的图像 $I(T)$ (步骤 S19)。

[0042] 【数 2】

$$[0043] \quad sv = \sum_{k=s}^{i+1} v(k) \quad \dots (2)$$

[0044] 在步骤 S19 的判定为否的情况下,运算部 750 使表示时间序列顺序的符号 i 增加为 $i = i+1$ (步骤 S21),返回步骤 S13。另一方面,在判定为是的情况下,区间设定部 752 设区间结束图像 $I(e) = I(i+1)$,设定时间序列区间 $s \sim e$ (步骤 S23)。

[0045] 图 5 是表示时间序列区间设定的情形的示意图。图 5 中示出横轴表示时间序列顺序、纵轴表示累计变化量 sv 的累计变化量 sv 的推移,还示出了将时间序列顺序 $i = 0$ 的管腔内图像设定为区间开始图像 $I(s)$ 的时间序列区间 L-1、和将处理推进后的其他时间序列顺序 i 的管腔内图像设定为区间开始图像 $I(s)$ 的时间序列区间 L-2。如图 5 所示,根据累计变化量 sv 是否超过阈值来设定时间序列区间,因此,当图像间变化量较小时,则设定如时间序列区间 L-1 那样较长的时间序列区间,而当变化量较大时,则设定如时间序列区间 L-2 那样较短的时间序列区间。并且,虽然没有图示出来,然而在时间序列区间 L-1 的区间结束图像 $I(e)$ 与时间序列区间 L-2 的区间开始图像 $I(s)$ 之间也按照预定的阈值设定有时间序列区间。

[0046] 而且,当在图 4 的步骤 S23 中设定了时间序列区间 $s \sim e$ 之后,接着由区域分类部 753 进行区域临时分类处理,将时间序列区间 $s \sim e$ 的各图像 $I(j)$ ($s \leq j \leq e$) 内部临时分类为类别区域 (步骤 S25)。图 6 是表示区域临时分类处理的详细步骤的流程图。

[0047] 在区域临时分类处理中,首先由特征量计算部 755 将时间序列区间 $s \sim e$ 内的各图像分割为小区段,对每个小区段计算特征量(步骤 S251)。例如将图像内分割为 m 行 n 列,对每个区段计算 R、G、B 分量的平均值、标准偏差值、直方图或者根据 R、G、B 分量值二维计算出的色比、色差、色相、彩度等的平均值和直方图。由于不使用像素单体,而是归纳为作为像素集合的区段,因而可获得包含像素与周围像素之间的关系在内的特征。另外,在如 JPEG 等那样以区段单位对摄像数据进行离散余弦变换(DCT),并使用压缩编码后的图像数据的情况下,还可以求出在压缩解压缩时对每个单位区段求出的 DCT 系数和根据 DCT 系数二维计算出的值来作为特征量。

[0048] 接着,图像选择部 754 根据时间序列区间 $s \sim e$ 内的变化量推移来选择图像(步骤 S253)。作为选择方法,可以举出如下方法,首先将时间序列区间 $s \sim e$ 中的累计变化量分割为预定数量,然后,选择与相当于各分割位置的累计变化量最接近的图像和区间开始图像以及区间结束图像。图 7 是表示图像选择的情形的示意图,示出了横轴表示时间序列顺序、纵轴表示累计变化量 sv 的推移,还示出了将时间序列顺序 $i = 0$ 的管腔内图像设定为区间开始图像 $I(s)$ 的时间序列区间 $s \sim e$ 。图 7 中表示出将时间序列区间 $s \sim e$ 中的累计变化量分割为四部分,选择时间序列顺序 $a1 \sim a5$ 的各图像来作为最接近分割位置的图像、区间开始图像以及区间结束图像的情形。如上,通过以图像间变化量为同等程度的方式从时间序列区间 $s \sim e$ 内选择图像,从而可减轻此后的各类别的分布估计中数据的偏差。并且,还可以不使用累计变化量,而采用选择变化量的值在预定阈值以上的图像这样的方法来选择图像。

[0049] 图像选择部 754 选择时间序列区间 $s \sim e$ 内的图像(以下将所选择的图像适当称为“选择图像”),然后如图 6 所示,由聚类部 757 在特征空间中对选择图像的特征量数据进行聚类(步骤 S255)。聚类是对特征空间内的数据分布进行分块的手法,例如可以使用层级法、k-means 法、自身组织化地图等已公知的各种手法或背景技术中所示的专利文献 1 公开的手法。这里参照图 8 说明进行聚类的效果。图 8 是表示使用聚类的分类效果的示意图。在管腔内图像中,粘膜和病变等主要是色调不同。因此,在图 8 所示的表示颜色信息的特征空间中,这些区域形成分布彼此不同的块(类)。其中,该分布会根据被检者和脏器、管腔内的区间的差异等而发生变动。图 8 中,用实线表示针对图 5 所示的时间序列区间 L-1 内的图像进行的“粘膜”和“病变”的分布的一个例子,用虚线表示针对时间序列区间 L-2 内的图像进行的粘膜和病变的分布的一个例子。此处,在例如欲通过图 8 中单点划线所示的判断标准 Th_a11 对“粘膜”和“病变”这两者的分布进行分类的情况下,时间序列区间 L-1 和 L-2 这双者会产生错误分类。本实施方式中为了解决该问题,首先将选择图像的特征量数据暂时聚类来划分为块,获得各类。并且,按照判断标准 Th_a11 判断各类的中心,然后将各类的界限设定为分类标准,从而可对各时间序列区间 L-1 和 L-2 双者进行良好分类。即,着眼于对例如图 8 中实线所示的时间序列区间 L-1 内的图像进行聚类而获得的类 21、23 进行说明,首先按照判断标准 Th_a11 判断各类 21、23 的中心 211、231。由此,中心 231 被判断为粘膜,中心 211 被判断为病变。然后,将该类 21、23 的界限 Th_L-1 作为时间序列区间 L-1 中的分类标准。同样地,对于图 8 中虚线所示的时间序列区间 L-2 内的图像进行聚类而获得的类 31、33,通过判断标准 Th_a11 将中心 331 判断为粘膜,将中心 311 判断为病变。然后,将该类 31、33 的界限 Th_L-2 作为时间序列区间 L-2 中的分类标准。

[0050] 对选择图像的特征量数据进行聚类后,如图6所示,类别判断部758根据已进行了类别判断的特征量数据来设定类别的判断标准(S257)。通过与时间序列中的特征量分布的变迁相对应地更新判断标准,从而进行高精度的判断。图9是表示类别判断标准的更新的示意图。对于处理最初的时间序列区间(L-1)时用虚线表示的判断标准Th1,其根据虚线41、43所示的事先判断了类别的训练数据来预先确定,并保存到存储部740中。此后,经过后述的各处理步骤后时间序列区间会发生变更,而在变更后的时间序列区间中变更所适用的判断标准。具体而言,变更为能够良好地对适用判断标准Th1的实线所示的前一次的时间序列区间即最初的时间序列区间的特征量分布进行分类的判断标准Th2。并且,还可以将判断标准变更为处于标准Th1和Th2之间的、由图9的单点划线所示的Th2'。图9中表示出判断标准为对两个类进行判断的超平面(是用特征空间的维数-1的线形式来表示的平面,如图9所示,在二维特征空间中为直线),然而判断面也可以不是超平面。例如计算出训练数据的各类分布中所包含的特征量数据的特征矢量 $F_n = (fn_1, fn_2, \dots, fn_k)^t$ 。其中,fn_i是第n个数据的第i个特征量值,k是特征量的维数。然后,根据求出的特征矢量 F_n ,按照下式(3)求出平均矢量 μ 、方差协方差矩阵Z。

[0051] 【数3】

$$[0052] \quad \mu = \frac{1}{ND} \sum_{n=1}^{ND} F_n, \quad Z = \frac{1}{ND} \sum_{n=1}^{ND} (F_n - \mu)(F_n - \mu)^t \quad (3)$$

[0053] 接下来,按照下式(4)对每个类别设定相对于可根据求出的平均矢量 μ 、方差协方差矩阵Z的值估计的多维正态分布的概率密度函数P,从而可以设定考虑到类别分布的判断标准。

[0054] 【数4】

$$[0055] \quad P(x) = \frac{1}{(2\pi)^{K/2} \times |Z|^{1/2}} \exp \left\{ (x - \mu)^t \times -\frac{1}{2} Z^{-1} \times (x - \mu) \right\} \quad (4)$$

[0056] 其中,|Z|是Z的矩阵,Z⁻¹是Z的逆矩阵,x是判断对象的特征矢量。此时,获得的系数 $\frac{1}{(2\pi)^{K/2} \times |Z|^{1/2}}$ 、 μ 、 $-\frac{1}{2} Z^{-1}$ 的各值和各类别的发生概率保存于存储部740。

[0057] 而且,如果变更了时间序列区间,则除了在前一次的时间序列区间中判断了类别的数据特征量之外,还按照式(3)和式(4)进行计算来更新判断标准。可根据各类别的区域数量/全部区域数量,对每个类别都求出各类别的发生概率。

[0058] 在设定了判断标准之后,如图6所示,类别判断部758判断各类的类别(步骤S259)。具体而言,类别判断部758求出通过聚类而获得的各类的平均矢量。接着,类别判断部758将求出的平均矢量的值作为式(4)所示的判断对象的特征矢量x来计算出概率P(x)。然后,类别判断部758求出乘以各类别的发生概率的向各类别的归属概率,将最大概率的类别判断为各类的类别。

[0059] 接下来,分布估计部756根据判断类别后的类内的特征量数据来估计各类别的分布,求出分布估计信息(步骤S261)。这是相当于设定图8中Th_L1和Th_L2这部分的处理,通过根据各类内的数据按照式(3)和式(4)进行计算可实现该处理。关于各类别的发生概率,可通过各类别的区域数量/全部区域数量而对每个类别求出。

[0060] 接着,区域分类部 753 根据在区域临时分类处理的步骤 S251 中对各图像的每个小区段求出的特征量和在步骤 S261 中求出的各类别的分布估计信息,对作为对象的小区段进行临时分类(步骤 S263)。具体而言,区域分类部 753 将对每个小区段求出的特征量矢量作为式(4)所示的判断对象的特征矢量 x 来计算概率 $P(x)$,求出使概率 $P(x)$ 乘以各类别的发生概率后的向各类别的归属概率,临时分类到成为最大概率的类别。并且,此时也预先存储归属概率。然后,返回到图 4 的步骤 S25,此后转移到步骤 S27。

[0061] 在结束了将时间序列区间 $s \sim e$ 的各图像 $I(j)$ ($s \leq j \leq e$) 内部临时分类为类别区域的区域临时分类处理后,区间设定部 752 判定时间序列区间的结束图像 $I(e)$ 是否为时间序列图像的最终图像 $I(T)$ (步骤 S27)。在判定为否的情况下,将时间序列区间的开始图像顺序 s 存储为 s' ,此后设定向时间序列后面变更了预定时间序列宽度 ds 的新的开始图像顺序 $s = s + ds$ (步骤 S29)。此时,根据时间序列区间内的图像来估计特征量分布,在根据该估计结果进行类别分类的情况下,对于作为时间序列区间端部的区间开始图像和区间结束图像而言,与时间序列上连续的图像之间的分类标准急剧变化。于是,例如通过按下式(5)计算出时间序列宽度,从而以时间序列区间必定重叠的方式设定新的区间开始图像。而且,对于重叠的多个时间序列区间,最终将按照每个该时间序列区间的分类标准进行了临时分类的结果综合起来,求出分类结果。

[0062] $ds = 0.5 \times (e - s + 1) \dots (5)$

[0063] 并且,从处理速度等的观点来看,也可以为 $ds = e - s + 1$ 区,以使得区间完全不产生重叠。

[0064] 接着,区域分类部 753 将图像 $I(s') \sim I(s-1)$ 的各图像内部分类为类别区域(步骤 S31)。如前所述,为了解决分类标准的不连续性,在重叠了时间序列区间的情况下,处于对 $I(s') \sim I(s-1)$ 的图像获得了与重复的各时间序列区间有关的临时分类结果的状态。于是,根据临时分类结果,对这些图像求出最终的分类结果。在区间的重叠幅度较大,在多个时间序列区间中对一个小区段进行处理而获得了多个临时分类结果的情况下,只要分类为次数最多的类别即可。而且,在临时分类结果为两个等的情况下,也可以采取将与分类可信度相当的值、例如对类别分布的归属概率等较大一方的类别作为最终类别的方法。然后,运算部 750 设表示作为处理对象的管腔内图像的时间序列顺序的符号 $i = i + 1$ (步骤 S33),之后返回步骤 S13,重复执行上述处理。

[0065] 另一方面,在处理步骤 S27 中判定为是的情况下,即时间序列区间 $s \sim e$ 的区间结束图像是时间序列图像的最后图像的情况下,区域分类部 753 将图像 $I(s) \sim I(T)$ 的各图像内分类为类别区域(步骤 S35)。该处理除了处理对象的图像不同之外都与步骤 S31 为相同处理。然后,运算部 750 输出针对构成时间序列图像的各图像的类别分类结果(步骤 S37),结束图像处理装置 70 中的处理。例如,运算部 750 通过控制部 760 将类别分类结果显示输出到显示部 730。

[0066] 如上所说明的那样,根据本实施方式,可以将时间序列区间设定为时间序列区间所包含的图像间变化量的累计值为预定值。而且,使用所设定的每个时间序列区间的分类标准,能够对该时间序列区间所包含的图像内部进行类别分类。由此,可使用正确的分类标准将各时间序列区间所包含的图像内部分类为各类别区域,能够提高分类精度。因此,可以获得能高效处理构成时间序列图像的各图像,并且能高精度地从各图像中检测出病变部的

效果。

[0067] 产业应用性

[0068] 如上,本发明的图像处理装置以及图像处理程序对于高精度且高效分类构成时间序列图像的图像内部十分有用。

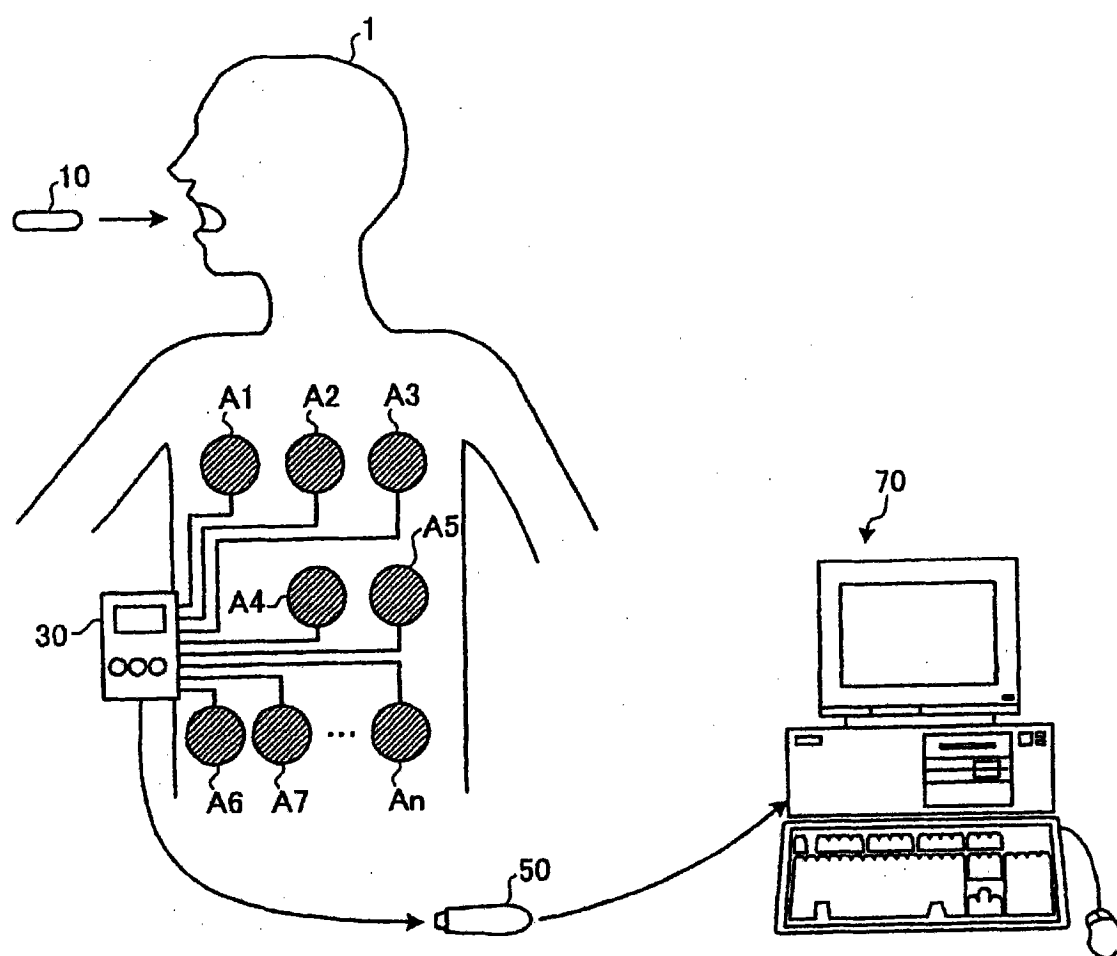


图 1

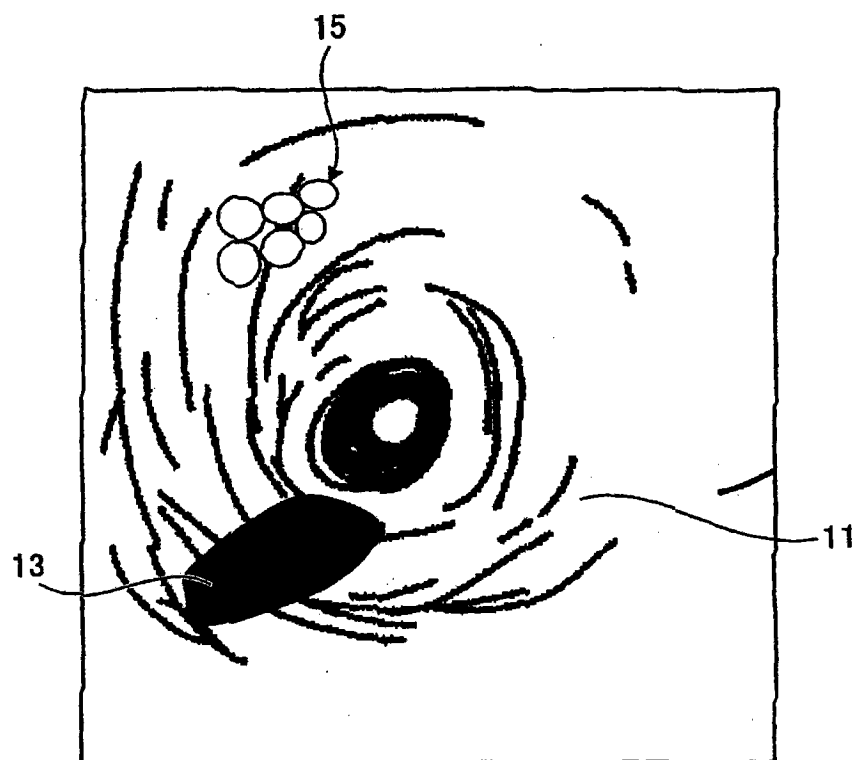


图 2

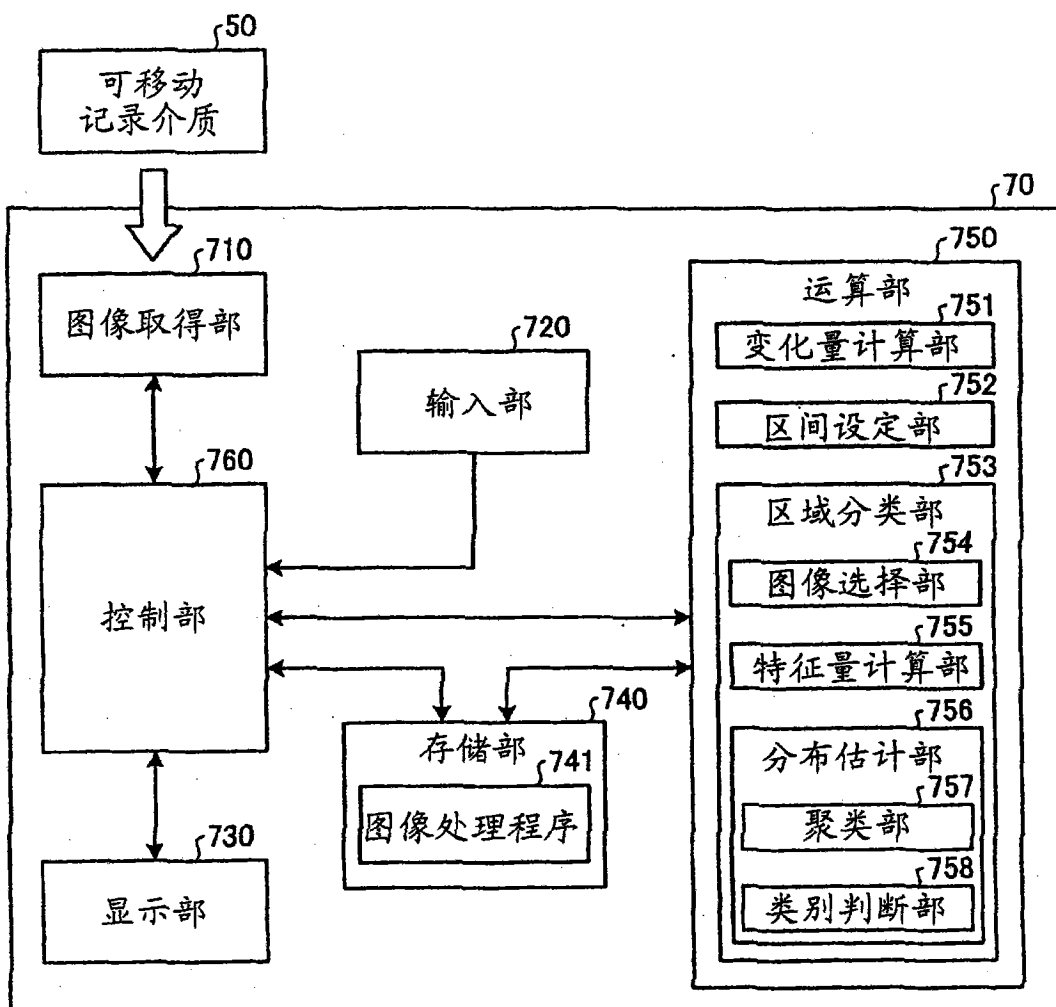


图 3

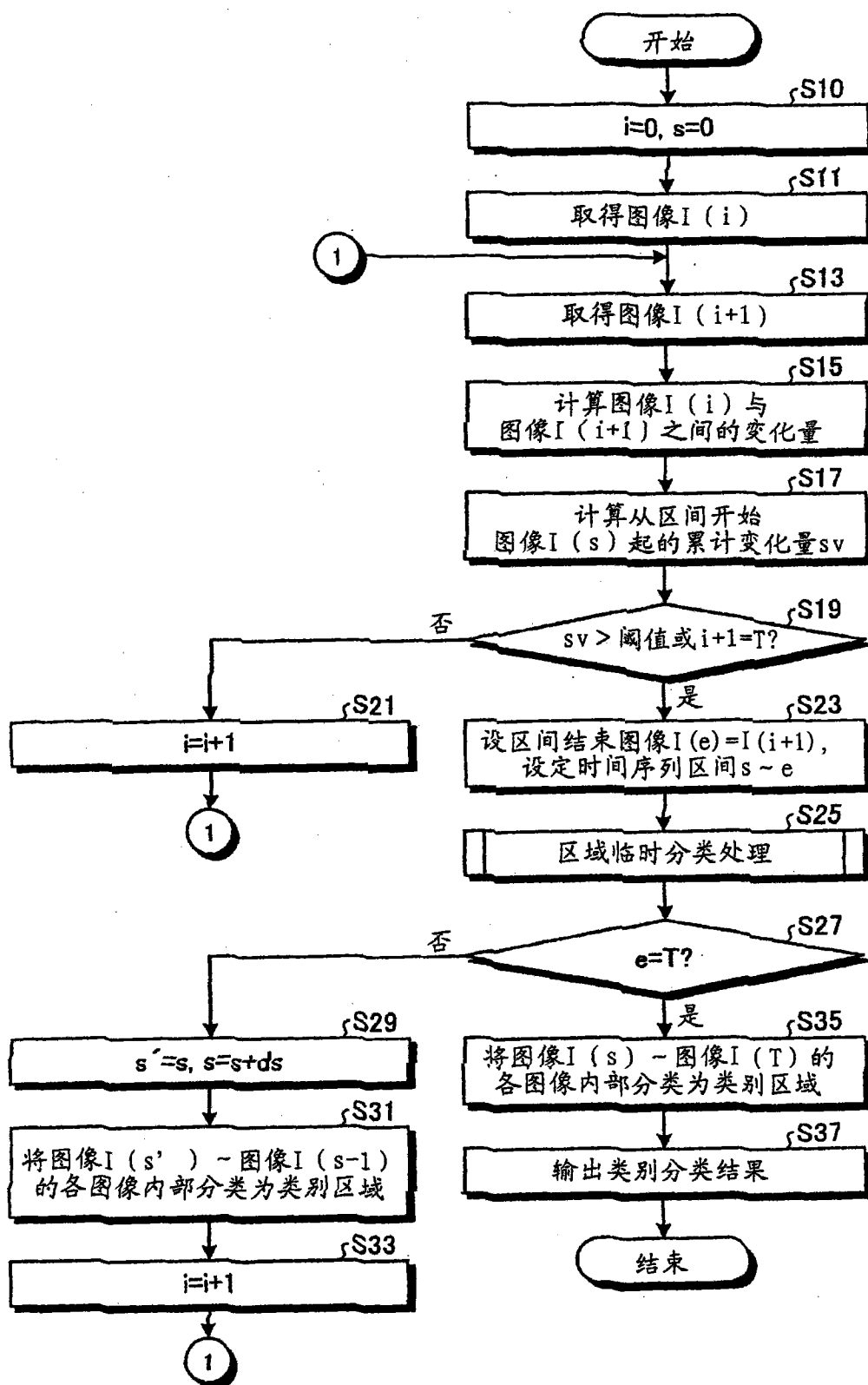


图 4

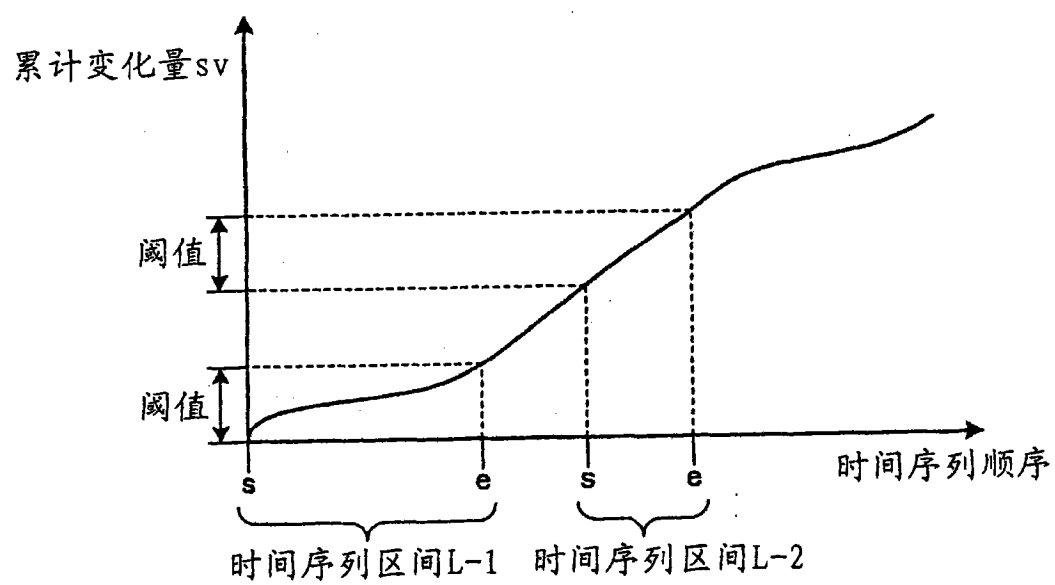


图 5

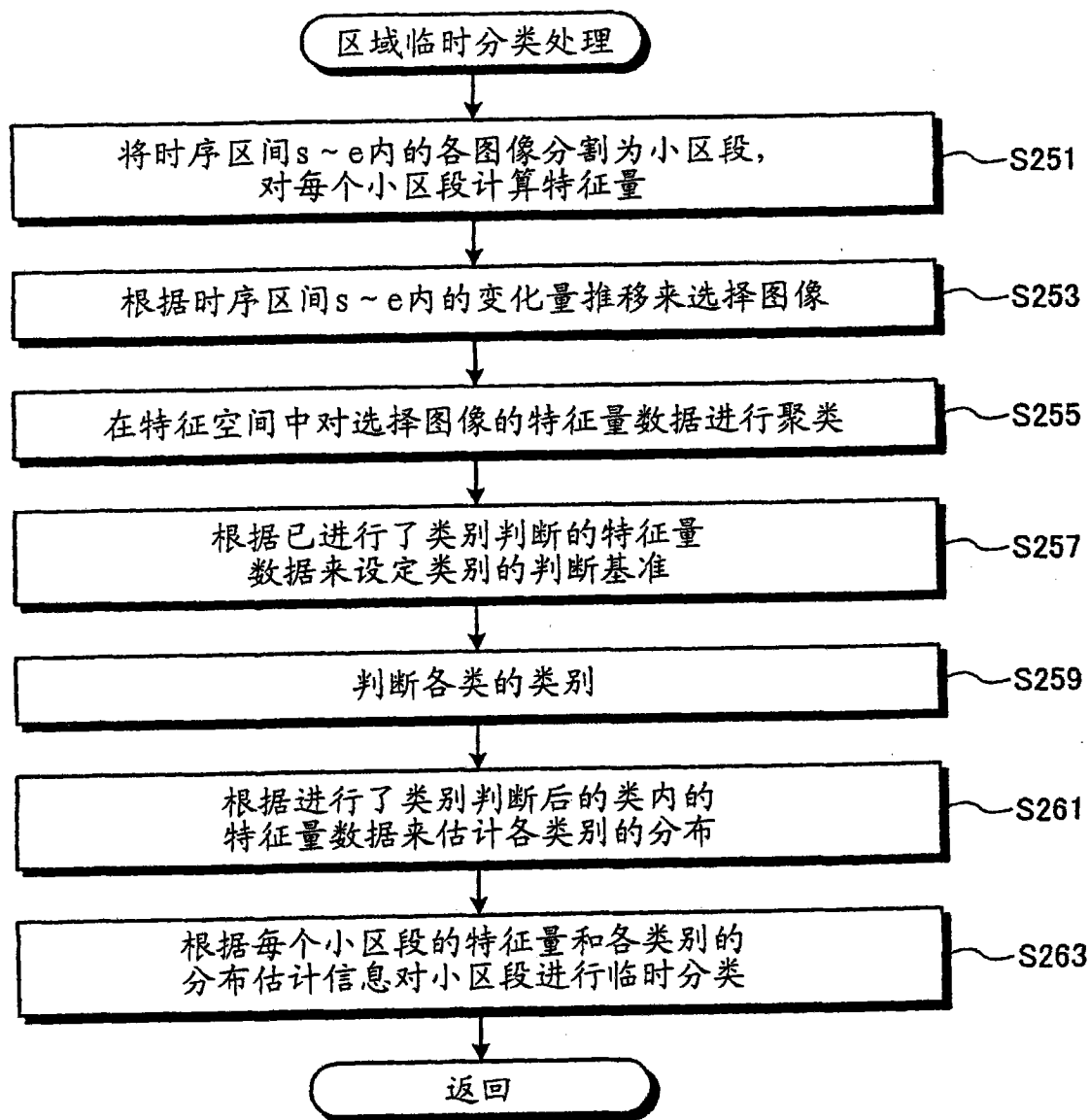


图 6

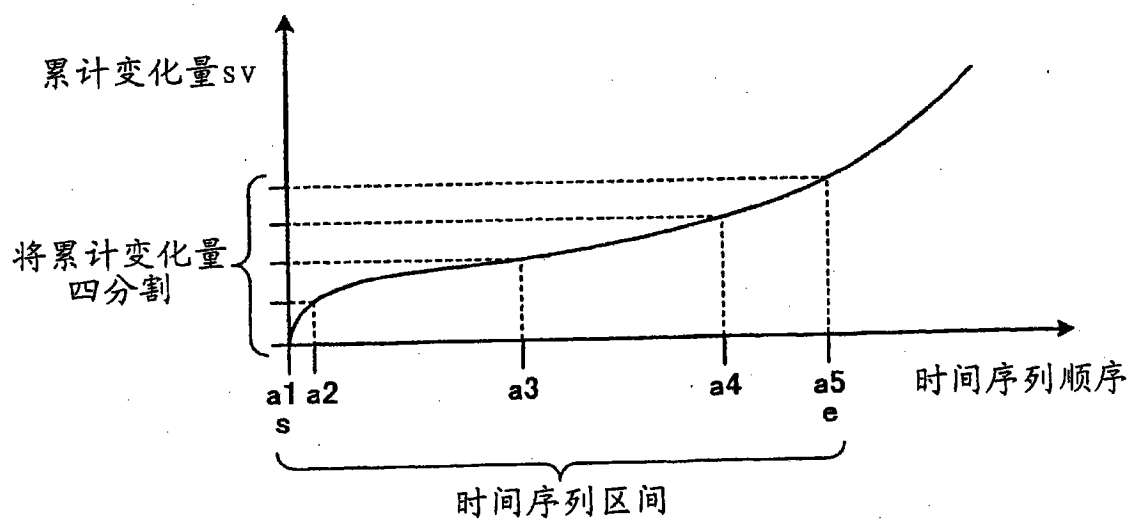


图 7

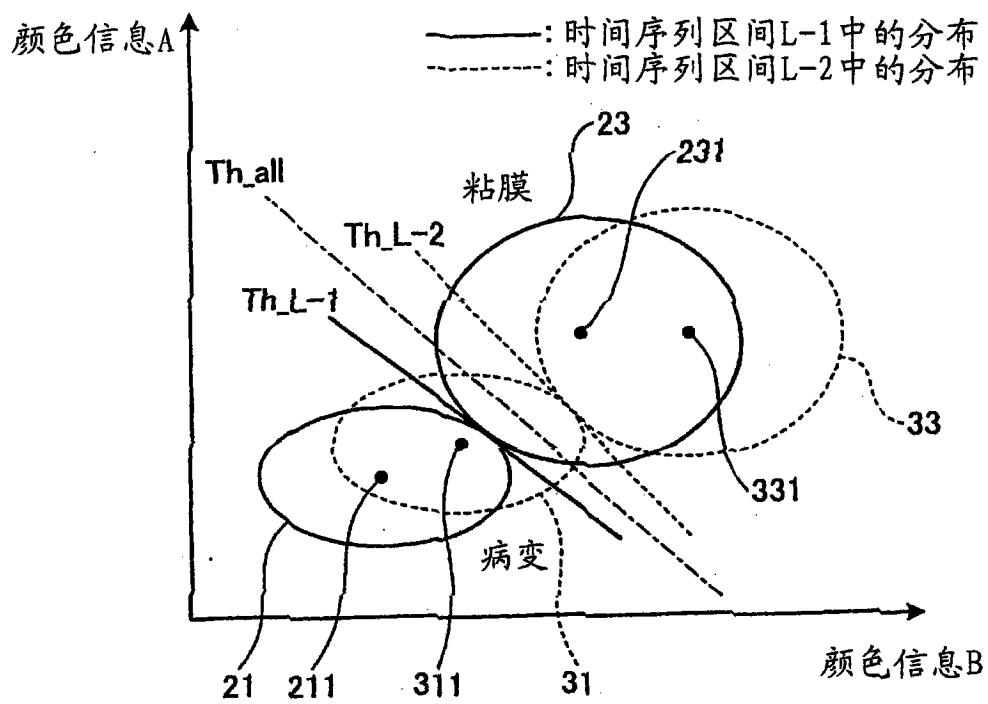


图 8

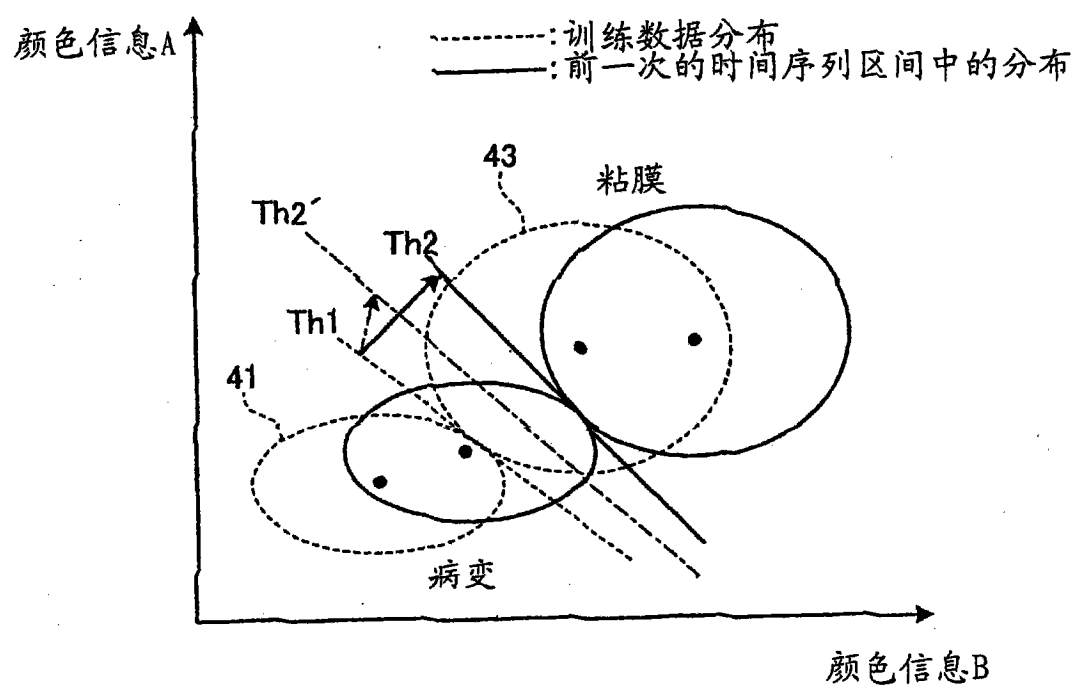


图 9

专利名称(译)	图像处理装置以及图像处理程序		
公开(公告)号	CN101909510A	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200880124278.2	申请日	2008-11-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	神田大和		
发明人	神田大和		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	G06T2207/10016 G06K9/3233 G06T2207/30092 G06T7/2053 A61B1/041 G06K2209/05 G06T2207/10068 G06T2207/30028 G06T11/00 A61B1/00009 G06T7/0016 G06T7/254		
优先权	2008001675 2008-01-08 JP		
其他公开文献	CN101909510B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在一个实施方式所涉及的图像处理装置中，变化量计算部(751)计算构成时间序列图像的各管腔内图像与处于其时间序列附近的其它图像之间的变化量，该时间序列图像通过在管腔内移动的胶囊型内窥镜所拍摄且保存于可移动记录介质(50)中。区间设定部(752)根据图像间的变化量来设定预定的时间序列区间。区域分类部(753)使用每个时间序列区间的分类标准，将时间序列区间中所包含的图像内部分类为多个类别区域。

