



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102056530 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 21

(21) 申请号 200980120816. 5

(56) 对比文件

(22) 申请日 2009. 06. 03

JP 特开 2005-192880 A, 2005. 07. 21, 全文.

(30) 优先权数据

JP 特开 2007-175432 A, 2007. 07. 12, 全文.

2008-147996 2008. 06. 05 JP

JP 特开 2008-93172 A, 2008. 04. 24, 全文.

(85) PCT申请进入国家阶段日

审查员 吕媛

2010. 12. 03

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/060186 2009. 06. 03

(87) PCT申请的公布数据

W02009/148092 JA 2009. 12. 10

(73) 专利权人 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 11127

代理人 黄纶伟 朱丽娟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 5/07 (2006. 01)

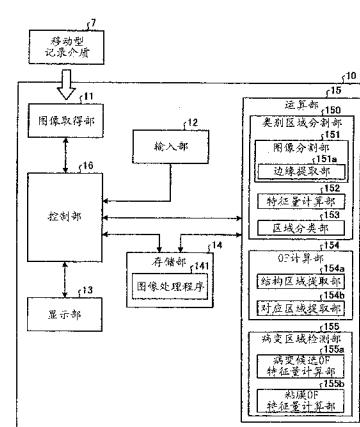
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 9 页

(54) 发明名称

图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

在本发明的某个实施方式中,类别区域分割部(150)将构成通过在体内管腔内移动的胶囊内窥镜所拍摄的时序图像的各图像内部分割成包含粘膜区域和病变候选区域的类别区域。OF计算部(154)计算粘膜区域和病变候选区域的光流场。病变区域检测部(155)通过比较粘膜区域的光流场与病变候选区域的光流场来检测病变区域。



1. 一种图像处理装置,其对按照时序拍摄检查对象物得到的时序图像进行处理,检测上述检查对象物上的异常部位,其特征在于,具有:

类别区域分割部,其将构成上述时序图像的各图像内部分割为类别区域,上述类别区域包括摄入了上述检查对象物的被检查区域以及可能是摄入了上述异常部位的异常区域的异常候选区域;

光流场计算部,其根据构成上述时序图像的图像,计算上述被检查区域和上述异常候选区域的光流场;以及

异常区域检测部,其比较上述被检查区域的光流场和上述异常候选区域的光流场,根据比较的结果将上述异常候选区域检测为上述异常区域。

2. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,上述类别区域分割部具有:

图像分割部,其将上述图像内部分割为多个分割区域;

特征量计算部,其按照每个上述分割区域计算特征量;以及

区域分类部,其根据上述特征量,将上述分割区域分类为预定的类别,

上述类别区域分割部根据通过上述区域分类部对上述分割区域进行分类的结果,将上述图像分割为上述类别区域。

3. 根据权利要求 2 所述的图像处理装置,其特征在于,上述图像分割部具有提取上述图像内部的边缘的边缘提取部,通过上述边缘将上述图像内部分割为多个分割区域。

4. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,上述光流场计算部计算位于上述异常候选区域的附近的被检查区域的光流场,作为上述被检查区域的光流场。

5. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,上述光流场计算部具有:

结构区域提取部,其从构成上述时序图像的图像中提取结构区域;以及

对应区域提取部,其从在与提取出上述结构区域的图像不同的时刻所拍摄的图像中提取与上述结构区域对应的对应区域,

上述光流场计算部根据上述结构区域以及上述对应区域的位置信息,计算光流场。

6. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,在上述异常候选区域的光流场与上述被检查区域的光流场类似的情况下,上述异常区域检测部将上述异常候选区域检测为上述异常区域。

7. 根据权利要求 4 所述的图像处理装置,其特征在于,上述异常区域检测部具有:

异常候选光流场特征量计算部,其计算上述异常候选区域的光流场的特征量;以及

被检查光流场特征量计算部,其计算位于上述异常候选区域的附近的被检查区域的光流场的特征量,

当上述异常候选区域的光流场的特征量与位于上述异常候选区域的附近的被检查区域的光流场的特征量之差在预定值以内的情况下,上述异常区域检测部将上述异常候选区域检测为上述异常区域。

8. 根据权利要求 7 所述的图像处理装置,其特征在于,上述光流场的特征量是至少根据光流场的方向或大小计算出来的。

9. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,上述时序图像为体内管腔内的图像。

10. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,上述被检查区域是粘膜区域。

11. 根据权利要求 9 所述的图像处理装置,其特征在于,上述光流场计算部使用相当于血液的吸收波段的颜色成分,来计算光流场。

12. 根据权利要求 3 所述的图像处理装置,其特征在于,上述边缘提取部提取相当于血液的吸收波段的颜色成分的边缘。

13. 一种图像处理方法,对按照时序拍摄检查对象物得到的时序图像进行处理,检测上述检查对象物上的异常部位,其特征在于,该图像处理方法具有:

类别区域分割步骤,将构成上述时序图像的各图像内部分割为类别区域,其中上述类别区域包括摄入了上述检查对象物的被检查区域以及可能是摄入了上述异常部位的异常区域的异常候选区域;

光流场计算步骤,根据构成上述时序图像的图像,计算上述被检查区域以及上述异常候选区域的光流场;以及

异常区域检测步骤,比较上述被检查区域的光流场与上述异常候选区域的光流场,根据比较的结果将上述异常候选区域检测为上述异常区域。

图像处理装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及对按照时序拍摄的时序图像进行处理的图像处理装置、图像处理程序以及图像处理方法。

背景技术

[0002] 作为根据按照时序对运动的检查对象物进行拍摄得到的时序图像,对检查对象物进行检查的装置,近些年开发出了以胶囊内窥镜为代表的、在体内官腔(消化道)内移动的同时依次拍摄时序的管腔内图像的医疗设备。胶囊内窥镜从口中被吞入后,通过蠕动运动等在管腔内被运送,以预定的拍摄速率依次拍摄图像并发送给体外接收机,最终被排出体外。所拍摄的时序图像的数量大概可表示为拍摄速率(约2~4帧/秒)×胶囊内窥镜在体内滞留的时间(约8hours=8×60×60sec),在几万张以上。医生通过诊断用工作站等确认这些记录于体外接收机中的大量时序图像,确定病变部位,因而需要耗费非常多的时间。因而强烈要求提出一种用于提高医生对图像的确认作业的效率的技术。

[0003] 例如在专利文献1中,示出了根据由胶囊内窥镜拍摄的时序图像,检测作为异常部位的病变部位的手法。具体而言,将以预定间隔对时序图像进行采样而得到的图像分别分割为多个矩形区域,使这些矩形区域成像于平均色比空间等预定的特征空间,然后进行聚类。而且通过预先根据训练数据而制作的分类器将所获得的聚类分类为粘膜、粪便(内容物)、泡等类别。此后将采样得到的图像划分为预定时序间隔的子集,根据之前的聚类分类结果,计算子集内各类别的产生频度和特征量分布。然后根据这些信息,将各子集所表示的时序区间内的图像的矩形区域分类到各聚类。而且将在分类的结果图像内被分类为粘膜的各矩形区域的特征量与图像内被分类为粘膜的所有矩形区域的平均特征量的值进行比较,从而检测病变部位。

[0004] 专利文献1:日本特开2007-175432号公报

[0005] 在专利文献1中,首先按照时序图像的每个预定区间设定分类基准,将被矩形分割的图像内的各矩形区域分类为粘膜、内容物、泡等。此后,将图像内被分类为粘膜的矩形区域的特征量与在该图像内被分类为粘膜的所有矩形区域的平均特征量的值进行比较来检测病变部位。然而,通过胶囊内窥镜拍摄的图像中有时会存在与病变部位等异常部位的特征量很相似的内容物。因而,在如专利文献1所示最终根据1幅图像内的局部区域的特征量进行病变部位检测的手法中,存在无法在识别与内容物的差异的同时检测病变部位的问题。

发明内容

[0006] 本发明就是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供能够从构成时序图像的图像中高精度检测异常部位的图像处理装置、图像处理程序以及图像处理方法。

[0007] 为解决上述课题,达成目的,本发明的某个方面涉及的图像处理装置对按照时序拍摄检查对象物得到的时序图像进行处理,检测上述检查对象物上的异常部位,该图像处

理装置具有：类别区域分割部，其将构成上述时序图像的各图像内部分割为类别区域，上述类别区域包含摄入上述检查对象物的被检查区域以及可能存在摄入上述异常部位的异常区域的异常候选区域；光流场计算部，其根据构成上述时序图像的图像，计算上述被检查区域和上述异常候选区域中的光流场；以及异常区域检测部，其比较上述被检查区域中的光流场和上述异常候选区域中的光流场，根据比较的结果将上述异常候选区域检测为上述异常区域。

[0008] 根据该方式涉及的图像处理装置，将构成时序图像的各图像内部分割为包含被检查区域以及异常候选区域的类别区域，在构成上述时序图像的图像之间判定各区域的光流场的类似性，从而能将异常候选区域作为异常区域提取出来。因此能够高精度检测构成时序图像的图像内的异常部位。

[0009] 另外，本发明的另一个方面涉及的图像处理程序使图像处理装置执行如下步骤，其中该图像处理装置对按照时序拍摄检查对象物得到的时序图像进行处理，检测上述检查对象物上的异常部位：类别区域分割步骤，将构成上述时序图像的各图像内部分割为类别区域，其中上述类别区域包含摄入上述检查对象物的被检查区域以及可能存在摄入上述异常部位的异常区域的异常候选区域；光流场计算步骤，根据构成上述时序图像的图像，计算上述被检查区域以及上述异常候选区域的光流场；以及异常区域检测步骤，比较上述被检查区域的光流场与上述异常候选区域的光流场，根据比较的结果将上述异常候选区域检测为上述异常区域。

[0010] 另外，本发明的另一个方面涉及的图像处理方法对按照时序拍摄检查对象物得到的时序图像进行处理，检测上述检查对象物上的异常部位，该图像处理方法具有：类别区域分割步骤，将构成上述时序图像的各图像内部分割为类别区域，其中上述类别区域包含摄入上述检查对象物的被检查区域以及可能存在摄入上述异常部位的异常区域的异常候选区域；光流场计算步骤，根据构成上述时序图像的图像，计算上述被检查区域以及上述异常候选区域的光流场；以及异常区域检测步骤，比较上述被检查区域的光流场与上述异常候选区域的光流场，根据比较的结果将上述异常候选区域检测为上述异常区域。

[0011] 根据本发明，能够提高时序图像内的异常部位的检测精度。

附图说明

- [0012] 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。
- [0013] 图 2 是表示管腔内图像的一个例子的图。
- [0014] 图 3 是表示说明图像处理装置的功能结构的框图。
- [0015] 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。
- [0016] 图 5 是表示类别区域分割处理的详细处理步骤的流程图。
- [0017] 图 6 是表示对图 2 的管腔内图像进行类别区域分割的结果例的图。
- [0018] 图 7 是表示 OF 计算处理的详细处理步骤的流程图。
- [0019] 图 8 是表示基于图 6 举例表示的类别区域分割结果的结构区域的提取结果例的图。
- [0020] 图 9 是通过箭头概念性表示对图 8 所示的各结构区域计算出的光流场的图。
- [0021] 图 10 是表示对病变候选区域计算出的 OF 分布的一个例子的图。

- [0022] 图 11 是表示对病变候选区域计算出的 OF 分布的另一个例子的图。
- [0023] 图 12 是表示对病变候选区域的附近粘膜区域计算出的 OF 分布的一个例子的图。
- [0024] 图 13 是表示对病变候选区域的附近粘膜区域计算出的 OF 分布的另一个例子的图。
- [0025] 图 14 是将图 10 所示的病变候选区域的 OF 分布与图 12 所示的病变候选区域的附近粘膜区域的 OF 分布对比表示的图。
- [0026] 图 15 是将图 11 所示的病变候选区域的 OF 分布与图 13 所示的病变候选区域的附近粘膜区域的 OF 分布对比表示的图。
- [0027] 符号说明
- [0028] 10 图像处理装置 ;11 图像取得部 ;12 输入部 ;13 显示部 ;14 存储部 ;141 图像处理程序 ;15 运算部 ;150 类别区域分割部 ;151 图像分割部 ;151a 边缘提取部 ;152 特征量计算部 ;153 区域分类部 ;154OF 计算部 ;154a 结构区域提取部 ;154b 对应区域提取部 ;155 病变区域检测部 ;155a 病变候选 OF 特征量计算部 ;155b 粘膜 OF 特征量计算部 ;16 控制部 ;7 移动型记录介质

具体实施方式

[0029] 下面参照附图详细说明本发明的优选实施方式。以下说明的图像处理装置中,对通过胶囊内窥镜以体内管腔内作为检查对象物按照时序拍摄的时序图像进行处理,将作为被检查区域的一个例子的粘膜区域上的病变部位作为异常部位检测出来。并且,本发明的图像处理装置能够进行处理的时序图像不限于拍摄体内管腔内获得的时序图像,同样能够应用于从按照时序拍摄运动的检查对象物获得的时序图像中检测检查对象物上的异常部位的情况。

[0030] (实施方式)

[0031] 图 1 是表示包含本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,图像处理系统由拍摄被检体 1 内部的图像(管腔内图像)的胶囊内窥镜 3、接收从胶囊内窥镜 3 无线发送来的管腔内图像的接收装置 5、根据接收装置 5 接收的管腔内图像对由胶囊内窥镜 3 拍摄的管腔内图像进行处理并显示的图像处理装置 10 等构成。例如使用移动型的记录介质(移动型记录介质)7 进行接收装置 5 与图像处理装置 10 之间的图像数据的授受。

[0032] 胶囊内窥镜 3 具备摄像功能和无线功能等,其从被检体 1 的口中被吞入而导入至被检体 1 内部,在管腔内移动并依次拍摄管腔内图像。然后将拍摄的管腔内图像无线发送到体外。

[0033] 接收装置 5 具有分散配置于体表上的与被检体 1 内的胶囊内窥镜 3 的通过路径对应的位置上的接收用天线 A1 ~ An。而且接收装置 5 通过各接收用天线 A1 ~ An 接收从胶囊内窥镜 3 无线发送的图像数据。该接收装置 5 构成为能够自由拆装移动型记录介质 7,将接收到的图像数据依次保存于移动型记录介质 7。这样,由胶囊内窥镜 3 拍摄的被检体 1 内部的管腔内图像通过接收装置 5 而按照时序顺序蓄积于移动型记录介质 7 中,保存为时序图像。

[0034] 图像处理装置 10 用于由医生观察、诊断通过胶囊内窥镜 3 拍摄的管腔内图像,可

通过工作站或个人计算机等通用计算机实现。该图像处理装置 10 构成为能自由拆装移动型记录介质 7, 对保存于移动型记录介质 7 中的构成时序图像的各管腔内图像进行处理, 按照时序顺序依次显示于 LCD 或 ELD 等显示器上。图 2 是表示通过胶囊内窥镜 3 拍摄并通过图像处理装置 10 进行处理的管腔内图像的一个例子的图。在管腔内图像中拍摄了粘膜 21、在管腔内浮游的内容物 23、泡 25 等, 有时还拍摄了病变 27 等重要部位。并且, 通过胶囊内窥镜 3 所拍摄的管腔内图像是在各像素位置具有对于 R(红)、G(绿)、B(蓝) 的各颜色成分的像素水平(像素值)的彩色图像。

[0035] 图 3 是说明图像处理装置 10 的功能构成的框图。在本实施方式中, 图像处理装置 10 具有图像取得部 11、输入部 12、显示部 13、存储部 14、运算部 15、控制装置各部的控制部 16。

[0036] 图像取得部 11 用于获得通过胶囊内窥镜 3 拍摄并通过接收装置 5 保存于移动型记录介质 7 中的构成时序图像的管腔内图像, 例如以可自由拆装的方式安装移动型记录介质 7, 读取并获得蓄积于所安装的移动型记录介质 7 中的管腔内图像的图像数据。该图像取得部 11 例如可通过与移动型记录介质 7 的种类对应的读写装置来实现。并且, 通过胶囊内窥镜 3 拍摄的时序的管腔内图像的获得不限于使用移动型记录介质 7 的构成, 例如也可以构成为具有硬盘以取代图像取得部 11, 预先将通过胶囊内窥镜 3 拍摄的时序的管腔内图像保存于硬盘内。或者也可以构成为另外设置服务器取代移动型记录介质 7, 预先在该服务器保存时序的管腔内图像。这种情况下, 由用于与服务器连接的通信装置等构成图像取得部, 通过该图像取得部与服务器连接, 从服务器获得时序的管腔内图像。

[0037] 输入部 12 例如可通过键盘或鼠标、触摸面板、各种开关等实现, 将与操作输入对应的操作信号输出给控制部 16。显示部 13 可通过 LCD 或 ELD 等显示装置实现, 通过控制部 16 的控制, 显示包含时序的管腔内图像的显示画面在内的各种画面。

[0038] 存储部 14 可通过能进行更新存储的闪存等 ROM 或 RAM 等各种 IC 存储器、内 置或通过数据通信端子连接的硬盘、CD-ROM 等信息记录介质以及其读取装置等实现。该存储部 14 中存储有用于使图像处理装置 10 工作, 实现该图像处理装置 10 所具备的各种功能的程序和该程序执行中所使用的数据等。另外, 还存储有用于从构成时序图像的各管腔内图像检测作为异常部位的病变部位的图像处理程序 141。

[0039] 运算部 15 可通过 CPU 等硬件实现, 对通过图像取得部 11 获得的时序的管腔内图像依次进行处理, 进行用于将各管腔内图像分类到类别区域的各种运算处理。该运算部 15 包括类别区域分割部 150、光流场 (optical flow) (以下将光流场适当称之为“OF”) 计算部 154、与异常区域检测部对应的病变区域检测部 155。类别区域分割部 150 将构成由在体内管腔内移动的胶囊内窥镜 3 拍摄的时序图像的各图像(管腔内图像)内部分割为包含粘膜区域和病变候选区域的预定的类别区域。该类别区域分割部 150 具有图像分割部 151、特征量计算部 152、区域分类部 153。图像分割部 151 是将图像内部分割为多个区域的功能部, 具有提取图像内的边缘的边缘提取部 151a。特征量计算部 152 对每个分割区域计算特征量。区域分类部 153 根据特征量将分割区域分类为预定类别。OF 计算部 154 计算粘膜区域和病变候选区域的光流场。该 OF 计算部 154 具有结构区域提取部 154a 和对应区域提取部 154b。结构区域提取部 154a 从构成时序图像的各图像中提取结构区域。对应区域提取部 154b 从在与结构区域提取部 154a 提取出结构区域的图像不同的时刻所拍摄的其他图像

中,提取与结构区域对应的对应区域。病变区域检测部 155 比较粘膜区域的光流场与病变候选区域的光流场来检测病变区域。该病变区域检测部 155 具有与异常候选光流场特征量计算部对应的病变候选 OF 特征量计算部 155a、与被检查光流场特征量计算部对应的粘膜 OF 特征量计算部 155b。病变候选 OF 特征量计算部 155a 计算病变候选区域的光流场的特征量。粘膜 OF 特征量计算部 155b 计算位于病变候选区域周围的粘膜区域的光流场的特征量。

[0040] 控制部 16 可通过 CPU 等硬件实现。该控制部 16 根据从图像取得部 11 输入的图像数据、从输入部 12 输入的操作信号、存储于存储部 14 中的程序和数据等,向构成图像处理装置 10 的各部分进行指示和数据传送等,总括控制图像处理装置 10 整体的动作。

[0041] 图 4 是表示图像处理装置 10 所进行的处理步骤的整体流程图。此处所说明的处理是通过由运算部 15 执行存储于存储部 14 中的图像处理程序 141 来实现的。其中,示出对作为构成时序图像的管腔内图像的时序顺序 i_{start} 到 i_{end} 的图像 $I(i_{start}) \sim I(i_{end})$ 进行处理时的流程。

[0042] 如图 4 所示,首先由运算部 15 将表示作为处理对象的管腔内图像的时序顺序的符号 i 设定为 i_{start} (步骤 S1),获得时序顺序 i 的图像 $I(i)$ (步骤 S3)。

[0043] 接着,由类别区域分割部 150 进行类别区域分割处理,将图像 $I(i)$ 内部分割为预定的类别区域 (步骤 S5)。图 5 是表示类别区域分割处理的详细处理步骤的流程图。

[0044] 在类别区域分割处理中,首先由边缘提取部 151a 提取图像 $I(i)$ 的边缘 (步骤 S51)。作为步骤,首先生成由图像 $I(i)$ 的 G 成分构成的 G 成分图像。使用 G 成分的原因在于由于接近血液中血红蛋白的吸收波长波段,而且灵敏度和分辨率较高,因而能很好地表现管腔内图像的结构信息。并且,也可以使用其他成分或者通过已知的转换处理根据图像 $I(i)$ 的颜色成分 2 维计算出的亮度、色差 (YCbCr 转换)、色相、色度、明度 (HIS 转换)、色比等值。然后例如通过已知的 1 次微分滤波器 (Prewitt 滤波器、Sobel 滤波器等) 和 2 次微分滤波器 (拉普拉斯滤波器、LOG (Laplacian of Gaussian) 滤波器等) 对该 G 成分图像进行空间滤波,进行边缘提取 (参考:CG-ARTS 协会、数字图像处理、114 页、边缘提取)。

[0045] 接着,图像分割部 151 通过边缘对图像 $I(i)$ 内部进行分割 (步骤 S53)。作为基于边缘的图像分割手法,例如可使用国际公开公报 WO2006/080239 号所公开的手法。简单说明一下步骤,首先根据需要对边缘提取结果的图像进行以去除噪声为目的的平滑化处理。此后求出实施了平滑化处理的边缘提取结果的图像各像素的像素值的倾斜方向。此时,倾斜方向为与附近像素的像素值之差最小 (负值情况下为最大) 的方向。接着,求出各像素沿着像素值的倾斜方向到达的极值像素,以到达临近的极值像素的各像素为相同区域的方式来分割图像。

[0046] 并且,作为其他分割手法,也可以使用分水岭 (watershed) 算法 (参考:Luc Vincent and pierre Soille. Watersheds in digital spaces :An efficient algorithm based on immersion simulations. Transactionson Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 13, No. 6, pp. 583-598, June 1991.)。分水岭算法是在以图像的像素值信息为高度的地形中填满水时,以能够在蓄积于不同凹陷中的水之间形成界线的方式分割图像的手法。因此通过对边缘提取图像进行适当的平滑化之后执行分水岭算法,就能实现基于边缘的图像分割。

[0047] 以上示出了基于边缘的图像分割手法。通过如上使用边缘来分割图像,从而进行反映了摄影对象物的边界的图像分割,提升了后述的光流场计算的精度。并且也可以使用不进行边缘提取而将图像分割为预定尺寸的矩形区域等的手法。此时相比进行基于边缘的图像分割的情况能缩短处理时间。

[0048] 接着,特征量计算部 152 计算各分割区域的特征量(步骤 S55)。此处特征量是指区域内的像素值的 R、G、B 成分的例如平均值、标准偏差值、失真度、尖锐度、直方图等统计量、频率特征、同时正规矩阵等构造信息(参考:CG-ARTS 协会:数字图像处理;192 页、区域特征量)或者根据 R、G、B 成分 2 次计算出的亮度、色差、色相、色度、明度、色比等统计量和构造信息等。不按照像素单体,而是按照每个分割区域来统筹计算该特征量,从而能获得包含与周围像素的关系在内的特征量。

[0049] 并且,在使用如 JPEG 等那样通过以区划单位对摄像数据进行离散余弦转换(Discrete Cosine Transform:DCT)而进行了压缩编码的图像数据的情况下,可以不进行上述边缘提取,而是通过压缩编码时的单位区划来分割图像,将压缩解压缩时对每个单位区划求出的 DCT 系数或者根据该 DCT 系数 2 次地计算出的值用作特征量。

[0050] 接着,区域分类部 153 根据特征量对各分割区域分类(步骤 S57)。本实施方式中,将各分割区域分类为粘膜、病变候选和其他某个类别。分类手法具有各种方法,而此处使用的手法是预先准备每个分割区域的特征量和正确类别成对的数据即训练数据,并且预先求出各类别的产生概率和各类别的概率密度函数,参照这些内容对各分割区域根据其特征量进行分类。

[0051] 首先根据事先准备的训练数据中各类别数据的数量,按照下式(1)求出各类别的产生概率 $P_c(i)$ ($i = 1 \sim NC$)。NC 表示类别的数量。另外, $ND(i)$ 是类别 i 的数据数量。

[0052] 【式 1】

$$[0053] P_c(i) = \frac{ND(i)}{\sum_{j=1}^{NC} ND(j)} \quad \dots(1)$$

[0054] 接着,计算各类别的训练数据中包含的数据的特征矢量 $F_n = (f_{n_1}, f_{n_2}, \dots, f_{n_k})^t$ 。其中, f_{n_i} 是第 n 个训练数据的第 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(2)对每个类别求出平均矢量 μ 和方差协方差矩阵 Z 。

[0055] 【式 2】

$$[0056] \mu = \frac{1}{ND} \sum_{n=1}^{ND} F_n, Z = \frac{1}{ND} \sum_{n=1}^{ND} (F_n - \mu)(F_n - \mu)^t \quad \dots(2)$$

[0057] 接着按照每个类别计算下式(3)所示的概率密度函数 $P(x)$ 的系数。

[0058] 【式 3】

$$[0059] P(x) = \frac{1}{(2\pi)^{k/2} \times |Z|^{1/2}} \exp \left\{ (x - \mu)^t \times -\frac{1}{2} Z^{-1} \times (x - \mu) \right\} \quad \dots(3)$$

[0060] 其中, $|Z|$ 是 Z 的矩阵式, Z^{-1} 是 Z 的逆矩阵, x 是判别对象的特征矢量。而且将如上使用训练数据求出的各类别的产生概率 $P_c(i)$ 和各类别的概率密度函数 $P(x)(i)$ 的各系

数 $\frac{1}{(2\pi)^{k/2} \times |Z|^{1/2}}$, μ , $-\frac{1}{2} Z^{-1}$ 的值存储于存储部 14。

[0061] 接着根据所存储的各值和作为分类对象的分割区域的特征矢量 x , 计算 $P_c(i) \times P(x)$ ($i = 1 \sim NC$), 从而计算作为分类对象的分割区域对各类别的归属概率。然后把分割区域分类到归属概率最高的类别。如果对所有分割区域进行了分类, 则转移到步骤 S59。

[0062] 即, 在步骤 S59 中, 类别区域分割部 150 根据类别分类结果, 将图像 $I(i)$ 内部分割为类别区域。这可以通过将对各分割区域的分类结果图像化来实现。图 6 是表示对图 2 的管腔内图像进行类别区域分割后的结果例的图。在图 6 所示例子中, 图像内部被分类为粘膜区域 Ea 、病变候选区域 $Eb1$ 、 $Eb3$ 、其他区域 Ec 。

[0063] 并且, 前面示出了进行图像分割, 根据各分割区域的特征量对各分割区域进行类别分类, 从而对图像 $I(i)$ 内部进行类别区域分割的例子, 然而不限于此。例如也可以不进行图像分割, 而是计算各像素的特征量, 根据该特征量对各像素进行类别分类, 将图像 $I(i)$ 内部分割为类别区域。将图像 $I(i)$ 内部分割为类别区域后, 返回图 4 的步骤 S5, 此后转移到步骤 S7。

[0064] 即, 在步骤 S7 中, 运算部 15 获得图像 $I(i)$ 和时序上连续的时刻顺序 $i+1$ 的图像 $I(i+1)$ 。然后由 OF 计算部 154 进行 OF 计算处理, 计算图像 $I(i)$ 的病变候选区域和位于病变候选区域附近的粘膜区域 (以下称之为“附近粘膜区域”) 的光流场 (步骤 S9)。其中, 光流场指的是对不同时刻拍摄的 2 幅图像间所摄入的相同对象 (被摄体位置) 进行关联对应, 将其移动量表现为矢量数据。光流场的计算手法有多种, 而本实施方式中说明使用块匹配进行光流场计算的情况。图 7 是表示 OF 计算处理的详细处理步骤的流程图。

[0065] OF 计算处理中, 首先由结构区域提取部 154a 从图像 $I(i)$ 的病变候选区域和病变候选区域的附近粘膜区域分别提取多个结构区域 (步骤 S91)。此处的结构区域是指在不同时刻的图像间能够关联对应起来的区域内, 拍摄了对粘膜区域和病变候选区域的局部部位赋予特征的结构 (以下称之为“特征结构”) 的区域。通常, 褶皱、纹理、透过表面可见的血管等各部分形状不同, 因而可称之为特征结构。

[0066] 结构区域的提取步骤是, 首先对图像 $I(i)$ 内的病变候选区域和病变候选区域的附近粘膜区域设定预定尺寸的矩形区域。接着参照矩形区域内的类别区域分割结果, 从而判别矩形区域是粘膜区域还是病变候选区域。另外, 对于设定为粘膜区域的矩形区域, 根据以该矩形区域为中心的预定范围的附近区域内是否存在病变候选区域来判别该矩形区域是否为位于病变候选区域附近的附近粘膜区域。

[0067] 接着根据矩形区域内的 G 成分的像素值的最大值和最小值求出分布范围, 存储于存储部 14。其中, 使用 G 成分的原因在于, 如上所述, G 成分接近血液中血红蛋白的吸收波长波段, 而且灵敏度和分辨率较高, 因而能较好表现管腔内图像的结构信息。也可以使用其他成分或者通过已知的转换处理从图像 $I(i)$ 的颜色成分中 2 次地计算出的亮度、色差 (YCbCr 转换)、色相、色度、明度 (HIS 转换)、色比等值。当像素值的分布范围较小的情况下, 矩形区域内的像素值为同一状态, 在该矩形区域中拍摄了特征结构的可能性较低。另一方面, 分布范围较大的情况下, 在该矩形区域中拍摄了特征结构的可能性较高。并且, 也可以不使用矩形区域内的所有像素来计算像素值的分布范围。例如, 可以使用矩形区域内某一个方向细长的像素列, 或使用正交的两个方向的细长的像素列计算像素值的分布范围。另外, 不限于分布范围, 还可以求出表示像素值分布的广度的例如方差和标准偏差等其他指标。

[0068] 接下来,以扫描病变候选区域和病变候选区域的附近粘膜区域的方式变更设定矩形区域的位置,转移到对新设定的矩形区域内的像素值的分布范围的计算。然后从最终设定的矩形区域中所存储的像素值的分布范围大的矩形区域起按顺序提取出预定个数的矩形区域。并且,矩形区域彼此的重合量在预定值以下。

[0069] 图 8 是表示根据图 6 举例表示的类别区域分割结果,从病变候选区域和附近粘膜区域提取出的结构区域的提取结果例的图。如图 8 所示,在病变候选区域 Eb1、Eb3 分别提取出结构区域 Ed1、Ed3。进而,在位于各病变候选区域 Eb1、Eb3 附近的作为粘膜区域的附近粘膜区域分别提取出结构区域 Ee1、Ee3。

[0070] 以上表示了对预定尺寸的矩形区域扫描的同时,提取适当的多个矩形区域作为结构区域的手法,然而结构区域的提取手法不限于此。例如可以不必扫描矩形区域,而是事先把图像分割为预定尺寸的矩形区域。还可以对各矩形区域进行是病变候选区域还是附近粘膜区域的判别,对被判别为病变候选区域或附近粘膜区域的区域进行像素值的分布范围的计算,从分布范围大的矩形区域起按顺序提取出预定个数的矩形区域作为结构区域。还可以不对预定尺寸的矩形区域,而是对由图像分割部 151 使用边缘而分割的各分割区域进行上述处理,提取结构区域。这种情况下区域的形状不限于矩形。使用这些手法的情况下,相比一边扫描一边提取结构区域的情况,能缩短处理时间。

[0071] 接着,如图 7 所示,对应区域提取部 154b 对各结构区域提取图像 $I(i+1)$ 内的对应区域(步骤 S93)。作为步骤,首先将各结构区域设定为模板,在图像 $I(i+1)$ 内进行已知的模板匹配处理(参考:CG-ARTS 协会;数字图像处理;202 页、模板匹配)。并且,匹配的探索范围能够以各模板的中心坐标 (x_i, y_i) 为中心,考虑时序图像的变化量来设定。另外,为了提高速度,可使用疏密探索法、残差依次检测法等(参考:CG-ARTS 协会;数字图像处理;206 页、高速探索法)。结果可对于每个结构区域获得图像 $I(i+1)$ 内最为类似的区域的坐标 (x'_i, y'_i) 及其类似度。关于匹配时类似度低的模板,由于将相同对象关联对应的可能性低,因而不进行后面的光流场的计算。

[0072] 接下来,OF 计算部 154 根据图像 $I(i+1)$ 内的结构区域的位置信息和图像 $I(i+1)$ 内的对应区域的位置信息,计算各结构区域的光流场(步骤 S95)。求出从图像 $I(i+1)$ 内的各结构区域的中心坐标到与结构区域对应的图像 $I(i+1)$ 内的对应区域的中心坐标的矢量,从而可获得图像 $I(i)$ 的各结构区域的光流场。图 9 是通过箭头示意性表示对图 8 所示的各结构区域计算出的光流场的图。如果计算出了各结构区域的光流场,则返回图 4 的步骤 S9,此后转移到步骤 S11。

[0073] 即,在步骤 S11 中,病变候选 OF 特征量计算部 155a 计算图像 $I(i)$ 内的病变候选区域的光流场的特征量。例如对图像 $I(i)$ 内的每个病变候选区域计算表示将对该病变候选区域内的结构区域计算出的各光流场的起点对齐时的终点分布的 OF 分布,作为光流场的特征量。

[0074] 图 10 是表示对图 6 中的病变候选区域 Eb1 计算出的 OF 分布 OF11 的一个例子的图。另外,图 11 是表示对图 6 中的病变候选区域 Eb3 计算出的 OF 分布 OF13 的一个例子的图。如图 10 所示,病变候选区域 Eb1 的 OF 分布 OF11、即将对病变候选区域 Eb1 内的各结构区域 Ed1 计算出的各光流场 V11 的起点对齐于 1 点 P11 时的各光流场的终点分布朝图 10 中向右下方向集中。同样地,如图 11 所示,病变候选区域 Eb3 的 OF 分布 OF13、即将对病变

候选区域 Eb3 内的各结构区域 Ed3 计算出的各光流场 V13 的起点对齐于 1 点 P13 时的各光流场的终点分布朝图 11 中向右下方向集中。

[0075] 并且,在考虑像素连结性的同时来划分病变候选区域的处理可通过已知的标示处理来实现。另外,不限于本例所示的 OF 分布,还可以将对光流场进行矢量相加而求出的方向或光流场的大小的平均值等作为光流场的特征量来计算出来。

[0076] 接着,如图 4 所示,粘膜 OF 特征量计算部 155b 计算位于病变候选区域附近的粘膜区域的光流场的特征量(以下称之为“OF 特征量”)(步骤 S13)。例如粘膜 OF 特征量计算部 155b 以与病变候选 OF 特征量计算部 155a 的 OF 特征量计算相同的步骤,计算附近粘膜区域的 OF 分布。

[0077] 图 12 是表示对图 6 中的病变候选区域 Eb1 的附近粘膜区域计算出的 OF 分布 OF21 的一个例子的图。另外,图 13 是表示对图 6 中的病变候选区域 Eb3 的附近粘膜区域计算出的 OF 分布 OF23 的一个例子的图。如图 12 所示,病变候选区域 Eb1 的附近粘膜区域的 OF 分布 OF21、即将对病变候选区域 Eb1 的附近粘膜区域内的各结构区域 Ee1 计算出的各光流场 V21 的起点对齐于 1 点 P21 时的各光流场的终点分布朝图 12 中以左下方向为中心分布。而如图 13 所示,病变候选区域 Eb3 的附近粘膜区域的 OF 分布 OF23、即将对病变候选区域 Eb3 的附近粘膜区域内的各结构区域 Ee3 计算出的各光流场 V23 的起点对齐于 1 点 P23 时的各光流场的终点分布朝图 13 中以右下方向为中心分布。

[0078] 接着如图 4 所示,病变区域检测部 155 求出对病变候选区域的光流场求得的 OF 特征量与对附近粘膜区域的光流场求得的 OF 特征量之差并进行阈值处理,从而判定病变候选区域的运动与其附近粘膜区域的运动是否类似(步骤 S15)。图 14 是对比表示图 10 所示的病变候选区域 Eb1 的 OF 分布 OF11 与图 12 所示的病变候选区域 Eb1 的附近粘膜区域的 OF 分布 OF21 的图。另外,图 15 是对比表示图 11 所示的病变候选区域 Eb3 的 OF 分布 OF13 与图 13 所示的病变候选区域 Eb3 的附近粘膜区域的 OF 分布 OF23 的图。如图 14 所示,病变候选区域 Eb1 与该病变候选区域 Eb1 的附近粘膜区域的 OF 特征量(OF 分布)之差较大,判定为它们的类似性低。而如图 15 所示,病变候选区域 Eb3 与该病变候选区域 Eb3 的附近粘膜区域的 OF 特征量(OF 分布)之差较小,判定为它们的类似性高。

[0079] 作为具体的判定步骤,首先对于构成病变候选区域的 OF 分布的各点(各光流场的终点),计算其与构成该附近粘膜区域的 OF 分布的各点之间的距离以作为特征量之差。该特征量既可以是总括求出的距离总和,也可以是最远点之间的距离或者最近点之间的距离。接着,当计算出的值小于等于预定阈值的情况下,判定为类似性高。然后对各病变候选区域进行该处理。

[0080] 然后如图 4 所示,病变区域检测部 155 将运动与附近粘膜区域类似的病变候选区域作为病变区域检测出来(步骤 S17)。例如在图 6 的例子中,病变候选区域 Eb3 被检测为病变区域,而病变候选区域 Eb1 未被检测为病变区域。

[0081] 此后,运算部 15 设表示作为处理对象的管腔内图像的时序顺序的符号为 $i = i+1$ (步骤 S19),判定是否存在作为下一个处理对象的管腔内图像。如果 $i \leq i_{end}$ (步骤 S21 : Yes),则以下一个管腔内图像作为处理对象进行步骤 S3 ~ 步骤 S21 的处理。另一方面,当步骤 S21 的判定结果为“否”的情况下,运算部 15 输出对于时序图像的病变检测结果(步骤 S23),结束图像处理装置 10 中的处理。例如,运算部 15 通过控制部 16 在显示部 13

上显示输出将病变检测结果表示为图像等的病变检测结果。

[0082] 如上所述,根据本实施方式,能够利用局部区域的特征量将时序图像内部至少分割为病变候选区域和位于其附近的作为粘膜区域的附近粘膜区域,并且能够判定各区域的时序图像间的光流场的类似性。除了图像内局部区域的特征量之外,还可以通过使用时序图像间的光流场来进行病变区域的检测,因此能够高精度检测难以凭借单一图像检测出来的病变区域。具体而言,如果是拍摄了在体内管腔内浮游的内容物的图像,则有时在时序图像之间,粘膜的运动与内容物的运动不同。与此相对,粘膜上的病变部位则被认为在时序图像之间与粘膜同样地运动。根据本实施方式,能够将病变候选区域中的相对于粘膜区域的运动在时序图像之间类似的病变候选区域检测为病变区域,能提升病变区域的检测精度。

[0083] 产业应用性

[0084] 如上所述,本发明涉及的图像处理装置、图像处理程序以及图像处理方法适合于从构成时序图像的图像中高精度检测异常部位。

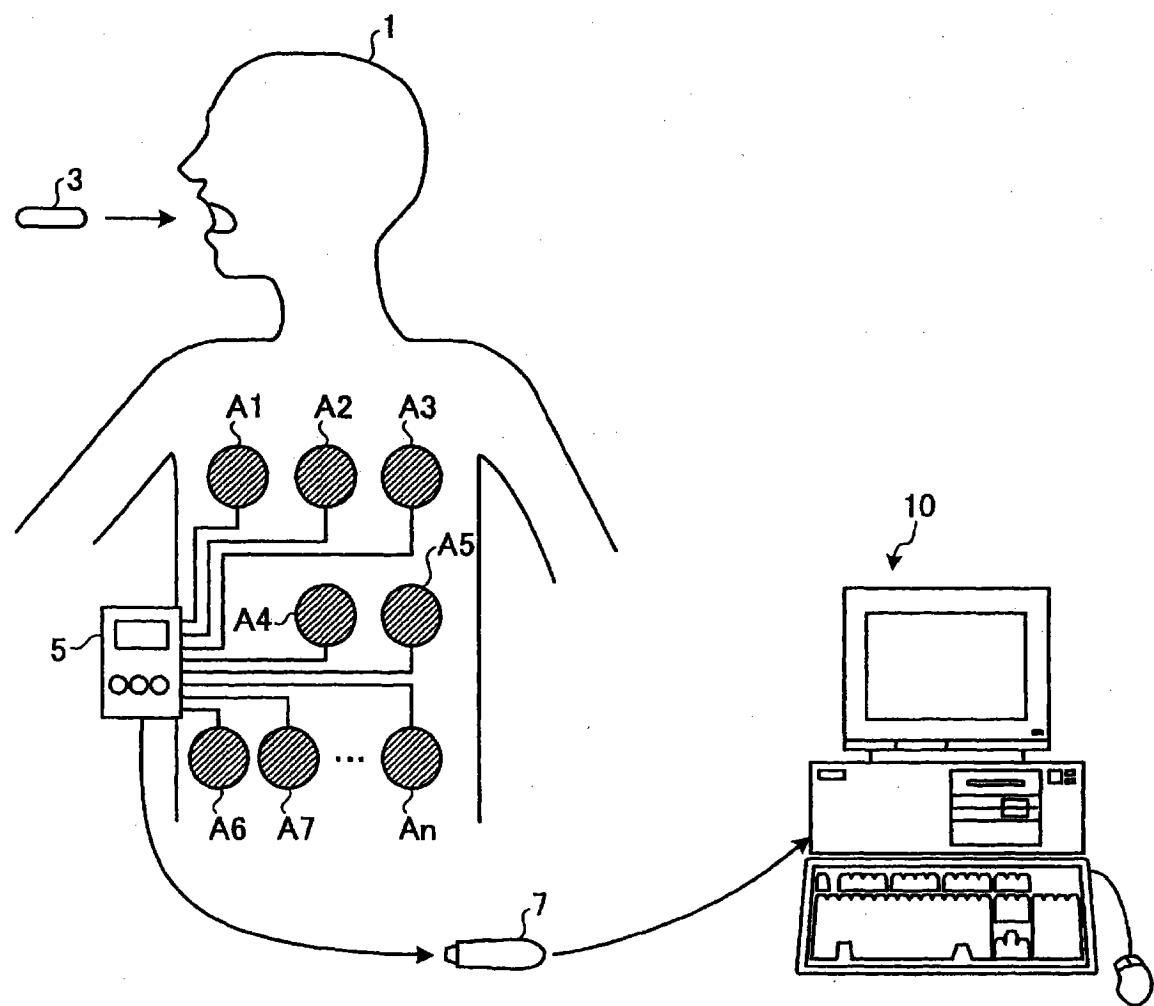


图 1

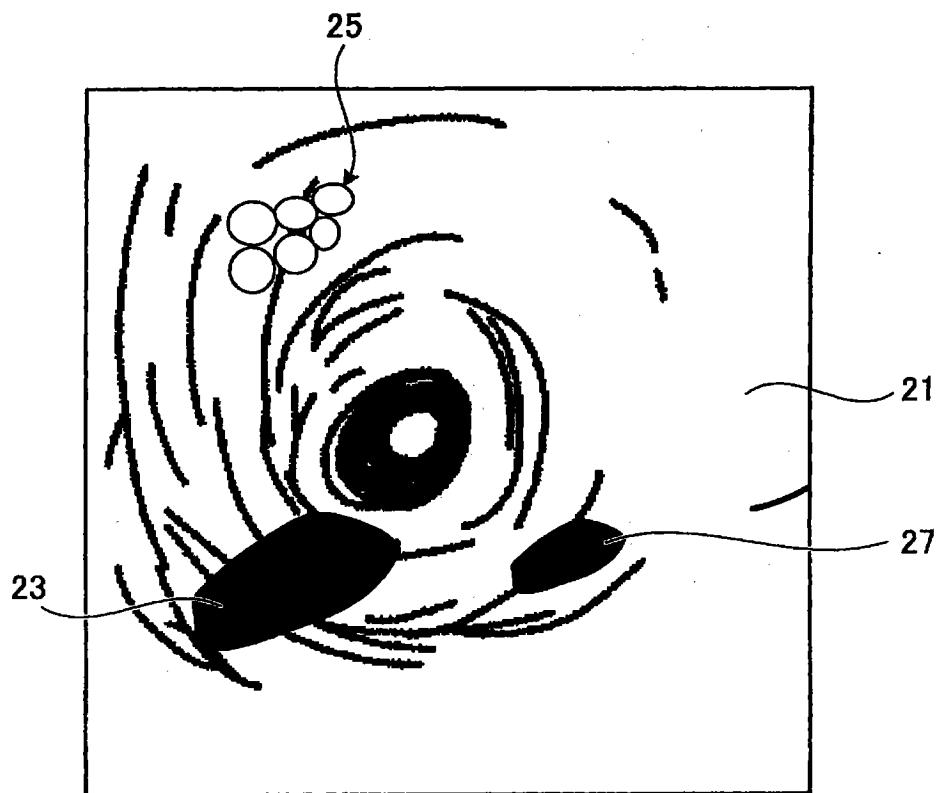


图 2

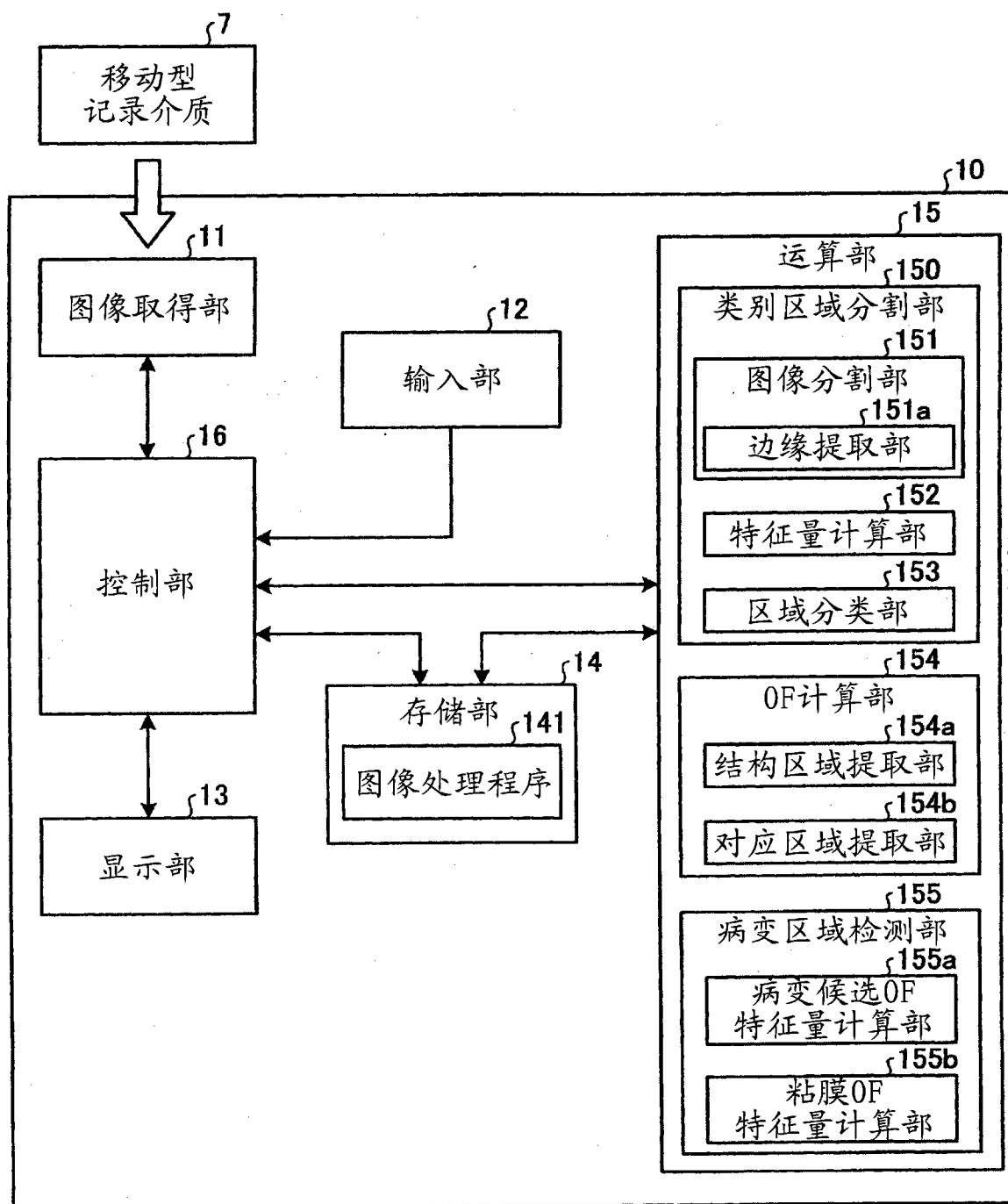


图 3

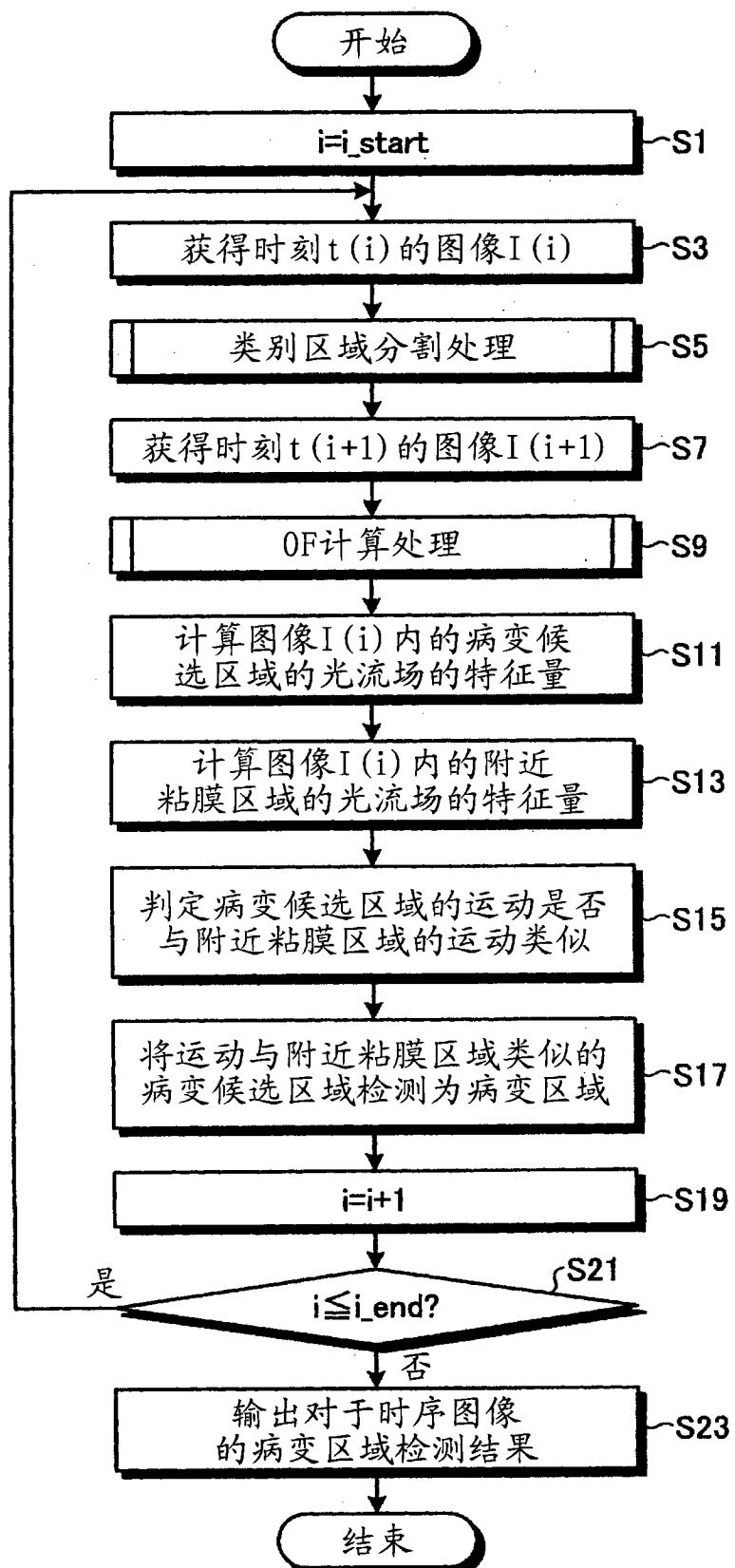


图 4

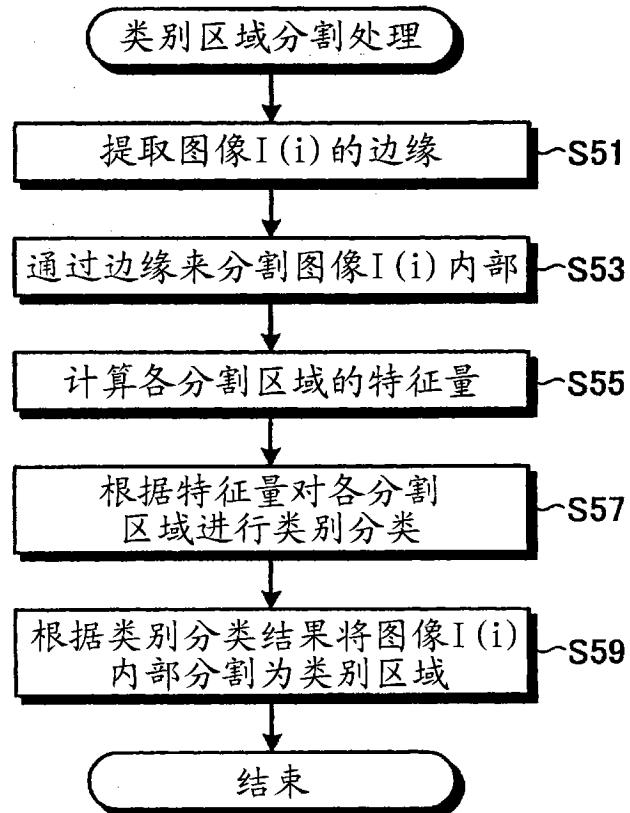


图 5

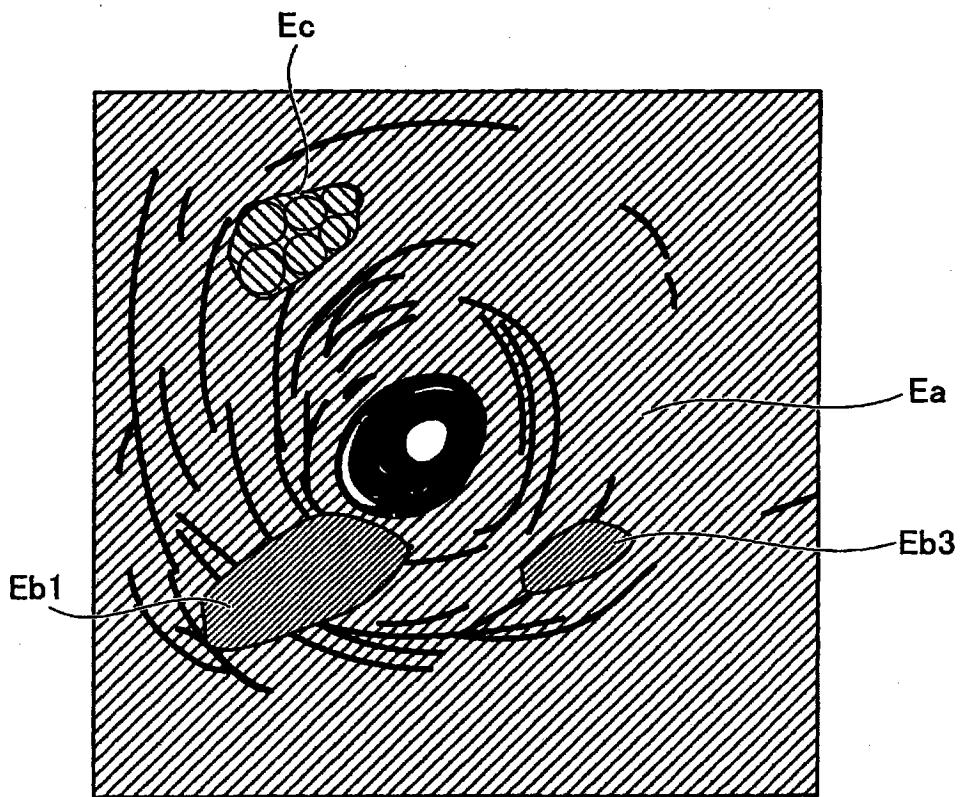


图 6

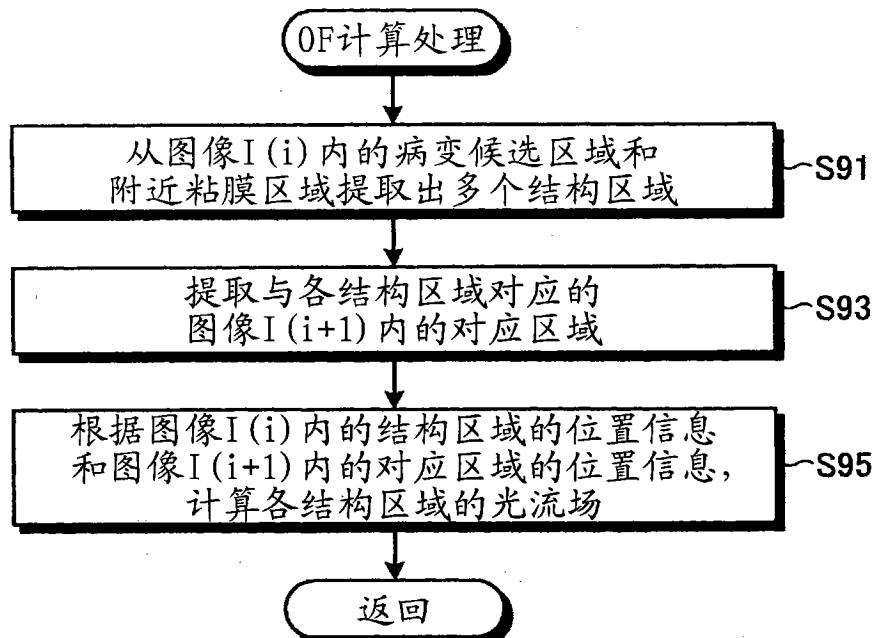


图 7

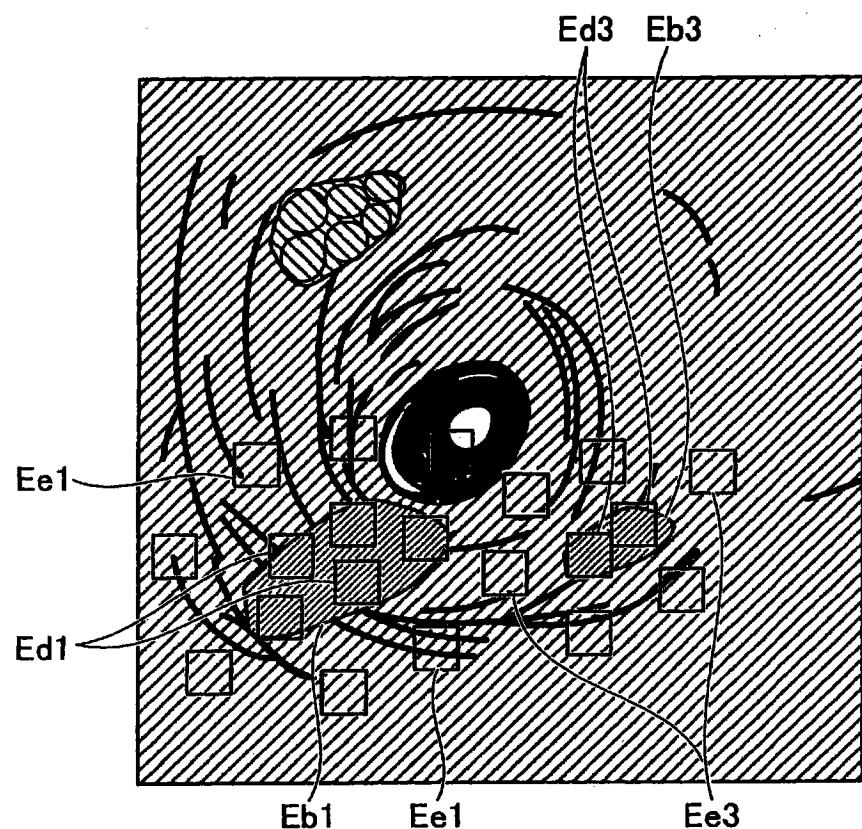


图 8

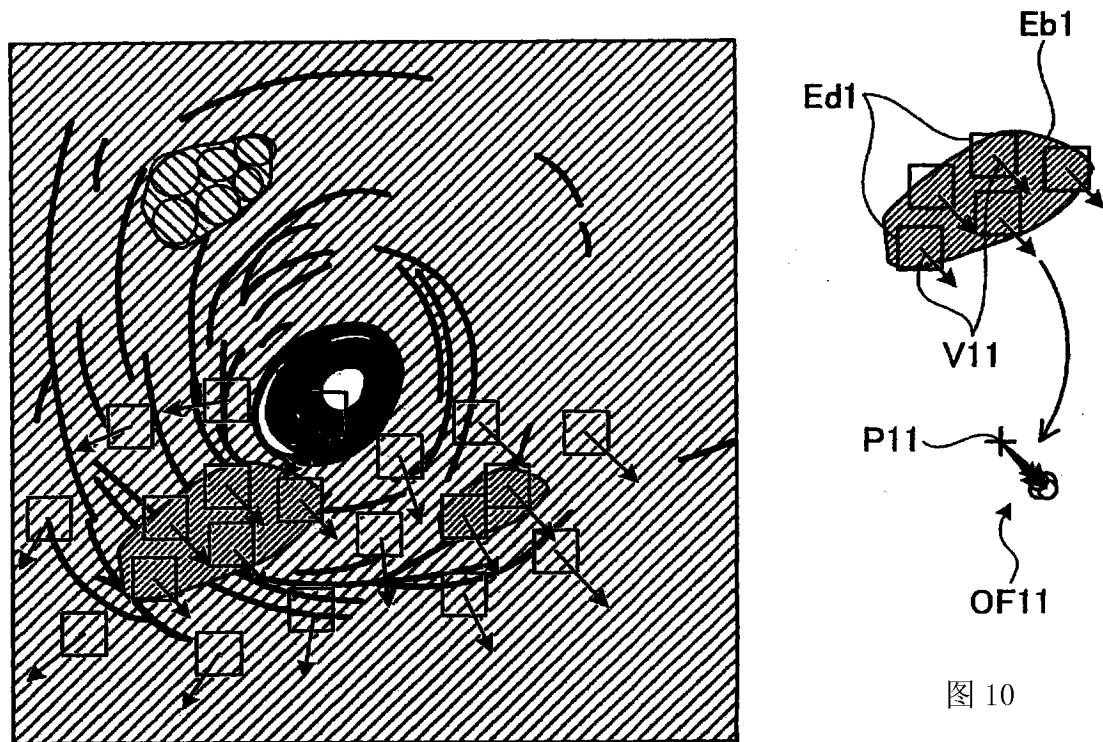


图 10

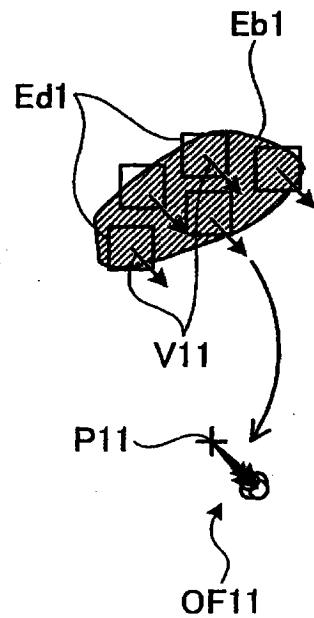


图 9

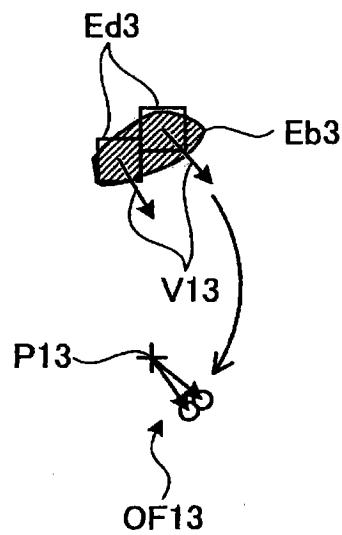


图 11

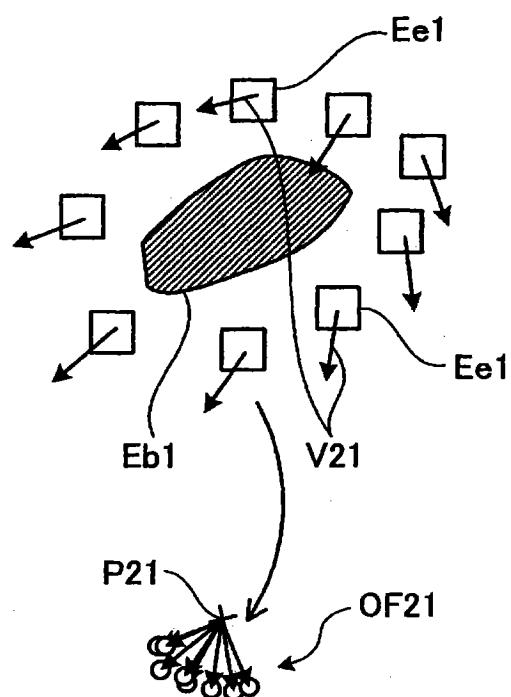


图 12

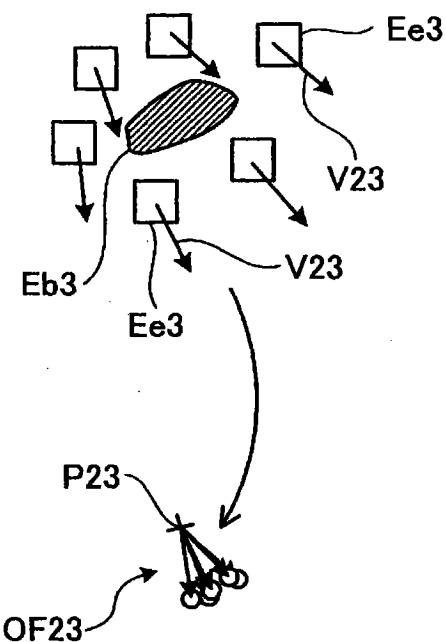


图 13

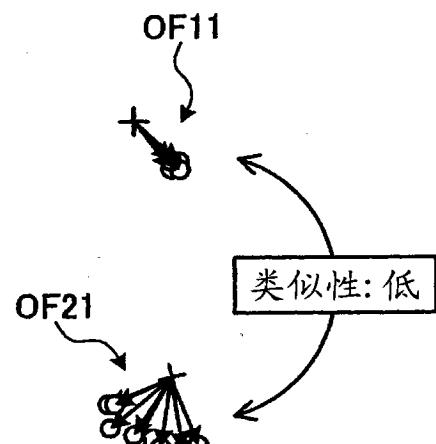


图 14

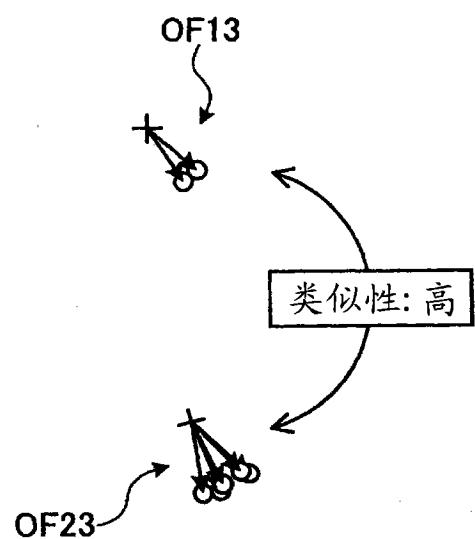


图 15

专利名称(译)	图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN102056530B	公开(公告)日	2012-11-21
申请号	CN200980120816.5	申请日	2009-06-03
[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 A61B5/07		
CPC分类号	G06T2207/10016 G06T2207/30092 A61B1/041 G06T7/0012 G06T2207/10068 A61B1/00052 G06T7/2006 G06T2207/30028 G06T7/215		
代理人(译)	朱丽娟		
审查员(译)	吕媛		
优先权	2008147996 2008-06-05 JP		
其他公开文献	CN102056530A		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

在本发明的某个实施方式中，类别区域分割部(150)将构成通过在体内管腔内移动的胶囊内窥镜所拍摄的时序图像的各图像内部分割成包含粘膜区域和病变候选区域的类别区域。OF计算部(154)计算粘膜区域和病变候选区域的光流场。病变区域检测部(155)通过比较粘膜区域的光流场与病变候选区域的光流场来检测病变区域。

