



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102740756 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 31

(21) 申请号 201180007611. 3
 (22) 申请日 2011. 03. 31
 (30) 优先权数据
 2010-149971 2010. 06. 30 JP
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2012. 07. 27
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/JP2011/058316 2011. 03. 31
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02012/002012 JA 2012. 01. 05
 (73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社
 地址 日本东京都
 (72) 发明人 登本悠介
 (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 李辉 于靖帅
 (51) Int. Cl.
 A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/04(2006. 01)
 G06T 1/00(2006. 01)
 G06T 7/00(2006. 01)

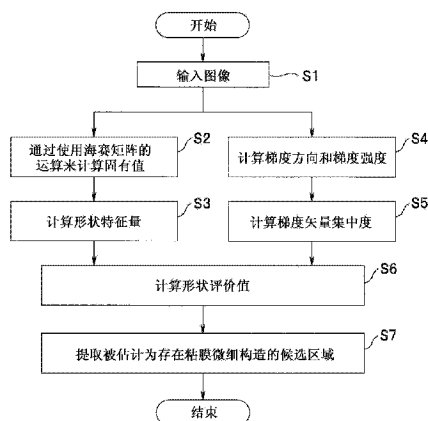
(56) 对比文件
 US 2010/0054611 A1, 2010. 03. 04,
 JP 特开 2009-28248 A, 2009. 02. 12,
 WO 2008/152924 A1, 2008. 12. 18,
 US 2009/0097730 A1, 2009. 04. 16,
 Berkman Sahiner. False-Positive
 Reduction using Hessian Features in
 Computer-Aided Detection of Pulmonary
 Nodules on Thoracic CT Images. 《Proc. of
 SPIE》. 2005, 第 5747 卷

审查员 涂燕君

权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称
 图像处理装置和图像处理方法
 (57) 摘要

本发明的图像处理装置具有：第1特征量计算部，其按照对活体组织进行摄像而得到的图像的各像素，计算表示包含关注像素和该关注像素附近的各像素的局部区域呈何种形状的指标的第1特征量；第2特征量计算部，其按照图像的各像素，计算表示局部区域中的梯度方向的分布状态的第2特征量；评价部，其根据第1特征量和第2特征量的计算结果，按照各像素计算能够判别图像中包含的规定形状的构造的形状评价价值；以及区域提取部，其根据形状评价价值的计算结果，从图像中提取被估计为存在规定形状的构造的候选区域。



1. 一种图像处理装置,其特征在于,

该图像处理装置具有:

第 1 特征量计算部,其根据通过使用了海赛矩阵的运算而得到的规定的固有值,按照利用可以插入体腔内的内窥镜对粘膜构造进行摄像而得到的图像的各像素,计算表示包含关注像素和该关注像素附近的各像素的局部区域呈何种形状的指标的第 1 特征量;

第 2 特征量计算部,其根据由按照所述图像的各像素计算出的梯度方向和梯度强度所决定的梯度矢量,计算表示所述局部区域中的分布状态的梯度矢量集中度作为第 2 特征量;

评价值计算部,其根据所述第 1 特征量和所述第 2 特征量的计算结果,通过根据所述规定的固有值的正负对算式进行变更,按照所述图像的各像素计算能够分别判别所述图像中包含的线状粘膜构造和块状粘膜构造的值作为形状评价值;以及

区域提取部,其根据所述形状评价值的计算结果,从所述图像中单独并且不依赖于所述图像的对比度地提取被估计为存在所述线状粘膜构造的候选区域和被估计为存在所述块状粘膜构造的候选区域。

2. 一种图像处理装置的控制方法,该图像处理装置用于对医用图像提取规定形状,该控制方法的特征在于,执行以下步骤:

第 1 特征量计算步骤,第 1 特征量计算部根据通过使用了海赛矩阵的运算而得到的规定的固有值,按照利用可以插入体腔内的内窥镜对粘膜构造进行摄像而得到的图像的各像素,计算表示包含关注像素和该关注像素附近的各像素的局部区域呈何种形状的指标的第 1 特征量;

第 2 特征量计算步骤,第 2 特征量计算部根据由按照所述图像的各像素计算出的梯度方向和梯度强度所决定的梯度矢量,计算表示所述局部区域中的分布状态的梯度矢量集中度作为第 2 特征量;

评价值计算步骤,评价值计算部根据所述第 1 特征量和所述第 2 特征量的计算结果,通过根据所述规定的固有值的正负对算式进行变更,按照所述图像的各像素计算能够分别判别所述图像中包含的线状粘膜构造和块状粘膜构造的值作为形状评价值;以及

区域提取步骤,区域提取部根据所述形状评价值的计算结果,从所述图像中单独并且不依赖于所述图像的对比度地提取被估计为存在所述线状粘膜构造的候选区域和被估计为存在所述块状粘膜构造的候选区域。

图像处理装置和图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理装置和图像处理方法,特别涉及在活体组织的诊断等中使用的图像处理装置和图像处理方法。

背景技术

[0002] 以支援确定通过内窥镜等对体腔内的活体组织进行摄像而得到的图像中的病变部位(异常部位)为目的,近年来,与从该图像中检测活体粘膜下的血管行走图案和(或)上皮组织的规定构造等的图像处理有关的研究正在发展。

[0003] 例如,在 Alejandro F.Frangi,Wiro J.Niessen,Koen L.Vincken and Max A.Viergever:“Multiscale Vessel Enhancement Filtering”,LNCS,vol.1496,Springer Verlag,Berlin,Germany,pp.130-137(以下称为非专利文献1)中,公开了如下的图像处理:根据通过使用海赛(Hessian)矩阵的运算而得到的固有值对线状构造进行建模,使用该固有值计算规定评价价值,根据该规定评价价值的大小对图像内包含的线状构造进行强调。

[0004] 但是,在通过内窥镜或胶囊型内窥镜对体腔内进行摄像而得到的图像中,由于作为摄像对象的活体组织的特性和对作为摄像对象的活体组织进行照明时的照明强度等的要因复合地组合,不仅在不同的图像间,在同一图像内,也存在对比度的变动(偏差)较大的倾向。

[0005] 另一方面,根据非专利文献1所公开的图像处理,由于所述规定评价价值依赖于对比度的大小而增减,所以例如产生如下课题:针对通过X射线造影而得到的图像等的、难以产生对比度的变动的图像,能有效发挥作用,相反,针对通过内窥镜或胶囊型内窥镜对体腔内进行摄像而得到的图像等的、容易产生对比度的变动的图像,很难得到效果。

[0006] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供如下的图像处理装置和图像处理方法:即使在对活体组织进行摄像而得到的图像的对比度大幅变动的情况下,也能够稳定地检测规定形状的构造。

发明内容

[0007] 用于解决课题的手段

[0008] 本发明的图像处理装置具有:第1特征量计算部,其按照对活体组织进行摄像而得到的图像的各像素,计算表示包含关注像素和该关注像素附近的各像素的局部区域呈何种形状的指标的第1特征量;第2特征量计算部,其按照所述图像的各像素,计算表示所述局部区域中的梯度方向的分布状态的第2特征量;评价价值计算部,其根据所述第1特征量和所述第2特征量的计算结果,按照所述图像的各像素计算能够判别所述图像中包含的规定形状的构造的形状评价价值;以及区域提取部,其根据所述形状评价价值的计算结果,从所述图像中提取被估计为存在所述规定形状的构造的候选区域。

[0009] 本发明的图像处理方法具有以下步骤:第1特征量计算步骤,按照对活体组织进行摄像而得到的图像的各像素,计算表示包含关注像素和该关注像素附近的各像素的局部

区域呈何种形状的指标的第 1 特征量 ; 第 2 特征量计算步骤, 按照所述图像的各像素, 计算表示所述局部区域中的梯度方向的分布状态的第 2 特征量 ; 评价值计算步骤, 根据所述第 1 特征量和所述第 2 特征量的计算结果, 按照所述图像的各像素计算能够判别所述图像中包含的规定形状的构造的形状评价值 ; 以及区域提取步骤, 根据所述形状评价值的计算结果, 从所述图像中提取被估计为存在所述规定形状的构造的候选区域。

附图说明

[0010] 图 1 是示出具有本发明的实施例的图像处理装置的内窥镜装置的主要部分的结构的一例的图。

[0011] 图 2 是示出图 1 的光源装置所具有的旋转滤镜的结构的一例的图。

[0012] 图 3 是示出图 2 的第 1 滤镜组所具有的各滤镜的透射特性的一例的图。

[0013] 图 4 是示出图 2 的第 2 滤镜组所具有的各滤镜的透射特性的一例的图。

[0014] 图 5 是示出在本发明的实施例中进行的处理的一例的流程图。

[0015] 图 6 是示出作为处理对象的图像数据的一例的示意图。

[0016] 图 7 是用于说明在梯度矢量集中度的计算时使用的要素的图。

具体实施方式

[0017] 下面, 参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0018] 图 1 ~ 图 7 涉及本发明的实施例。

[0019] 如图 1 所示, 内窥镜装置 1 构成为具有 : 内窥镜 2, 其被插入被检者的体腔内, 以信号方式输出对该体腔内的活体组织 101 等被摄体进行摄像而得到的图像 ; 光源装置 3, 其发出用于对活体组织 101 进行照明的照明光 ; 处理器 4, 其对来自内窥镜 2 的输出信号实施各种处理 ; 显示装置 5, 其显示与来自处理器 4 的视频信号对应的图像 ; 以及外部存储装置 6, 其存储与处理器 4 中的处理结果对应的输出信号。

[0020] 内窥镜 2 构成为具有 : 具有能够插入被检者的体腔内的形状和尺寸的插入部 21a、设置在插入部 21a 的前端侧的前端部 21b、以及设置在插入部 21a 的基端侧的操作部 21c。并且, 在插入部 21a 的内部贯穿插入有用于向前端部 21b 传送在光源装置 3 中发出的照明光的光导 7。

[0021] 光导 7 的一个端面(光入射端面)装卸自如地与光源装置 3 连接。并且, 光导 7 的另一个端面(光出射端面)配置在设于内窥镜 2 的前端部 21b 中的未图示的照明光学系统的附近。根据这种结构, 在光源装置 3 中发出的照明光经过与光源装置 3 连接的状态的光导 7 和设置在前端部 21b 的未图示的照明光学系统后, 向活体组织 101 射出。

[0022] 在内窥镜 2 的前端部 21b 中设有形成被摄体的光学像的物镜光学系统 22、以及对由物镜光学系统 22 形成的光学像进行摄像而取得图像的 CCD23。并且, 在内窥镜 2 的操作部 21c 中设有观察模式切换开关 24, 该观察模式切换开关 24 能够进行用于将观察模式切换为通常光观察模式或窄带光观察模式中的任意一方的指示。

[0023] 光源装置 3 具有 : 由氙灯等构成的白色光源 31、使从白色光源 31 发出的白色光成为面顺次的照明光的旋转滤镜 32、使旋转滤镜 32 旋转驱动的电动机 33、使旋转滤镜 32 和电动机 33 在与白色光源 31 的出射光路垂直的方向上移动的电动机 34、根据处理器 4 的控

制而驱动电动机 33 和 34 的旋转滤镜驱动部 35、以及使通过旋转滤镜 32 后的照明光会聚并将其供给到光导 7 的入射端面的会聚光学系统 36。

[0024] 如图 2 所示,旋转滤镜 32 构成为将中心作为旋转轴的圆板状,具有第 1 滤镜组 32A 和第 2 滤镜组 32B,该第 1 滤镜组 32A 具备沿着内周侧的周方向设置的多个滤镜,该第 2 滤镜组 32B 具备沿着外周侧的周方向设置的多个滤镜。而且,通过使电动机 33 的驱动力传递到所述旋转轴,旋转滤镜 32 旋转。另外,在旋转滤镜 32 中,除了配置有第 1 滤镜组 32A 和第 2 滤镜组 32B 的各滤镜的部分以外的部分由遮光部件构成。

[0025] 第 1 滤镜组 32A 构成为具有分别沿着旋转滤镜 32 的内周侧的周方向设置的使红色波段的光透射的 R 滤镜 32r、使绿色波段的光透射的 G 滤镜 32g、以及使蓝色波段的光透射的 B 滤镜 32b。

[0026] 例如如图 3 所示,R 滤镜 32r 具有主要使 600nm ~ 700nm 的光(R 光)透射的结构。并且,例如如图 3 所示,G 滤镜 32g 具有主要使 500nm ~ 600nm 的光(G 光)透射的结构。进而,例如如图 3 所示,B 滤镜 32b 具有主要使 400nm ~ 500nm 的光(B 光)透射的结构。

[0027] 即,在白色光源 31 中发出的白色光经过第 1 滤镜组 32A,由此生成通常光观察模式用的宽带光。

[0028] 第 2 滤镜组 32B 构成为具有分别沿着旋转滤镜 32 的外周侧的周方向设置的使蓝色的窄带光透射的 Bn 滤镜 321b、以及使绿色的窄带光透射的 Gn 滤镜 321g。

[0029] 例如如图 4 所示,Bn 滤镜 321b 构成为,中心波长设定在 415nm 附近,并且使比 B 光窄的频带的光(Bn 光)透射。

[0030] 并且,例如如图 4 所示,Gn 滤镜 321g 构成为,中心波长设定在 540nm 附近,并且使比 G 光窄的频带的光(Gn 光)透射。

[0031] 即,在白色光源 31 中发出的白色光经过第 2 滤镜组 32B 而离散化,由此生成窄带光观察模式用的多个频带的窄带光。

[0032] 处理器 4 构成为具有作为图像处理装置的功能。具体而言,处理器 4 构成为具有图像处理部 41 和控制部 42。并且,图像处理部 41 构成为具有图像数据生成部 41a、运算部 41b、视频信号生成部 41c。

[0033] 图像处理部 41 的图像数据生成部 41a 根据控制部 42 的控制,对来自内窥镜 2 的输出信号实施噪声去除和 A/D 转换等处理,由此,生成与在 CCD23 中得到的图像对应的图像数据。

[0034] 图像处理部 41 的运算部 41b 使用由图像数据生成部 41a 生成的图像数据进行规定处理,由此,从所述图像数据中提取被估计为存在规定形状的粘膜微细构造(组织学的构造)的候选区域。另外,所述规定处理的详细情况在后面详细叙述。

[0035] 图像处理部 41 的视频信号生成部 41c 通过对由图像数据生成部 41a 生成的图像数据实施伽马转换和 D/A 转换等处理,生成视频信号并输出。

[0036] 控制部 42 根据观察模式切换开关 24 的指示,在检测到进行了切换为通常光观察模式的指示的情况下,对旋转滤镜驱动部 35 进行用于从光源装置 3 射出通常光观察模式用的宽带光的控制。然后,旋转滤镜驱动部 35 根据控制部 42 的控制,使电动机 34 进行动作,以使得在白色光源 31 的出射光路上插入第 1 滤镜组 32A,并且,使第 2 滤镜组 32B 从白色光源 31 的出射光路上退避。

[0037] 并且,控制部 42 根据观察模式切换开关 24 的指示,在检测到进行了切换为窄带光观察模式的指示的情况下,对旋转滤镜驱动部 35 进行用于从光源装置 3 射出窄带光观察模式用的多个频带的窄带光的控制。然后,旋转滤镜驱动部 35 根据控制部 42 的控制,使电动机 34 进行动作,以使得在白色光源 31 的出射光路上插入第 2 滤镜组 32B,并且,使第 1 滤镜组 32A 从白色光源 31 的出射光路上退避。

[0038] 即,根据如上所述的内窥镜装置 1 的结构,在选择通常光观察模式的情况下,能够在显示装置 5 中显示具有与利用肉眼观察对象物的情况大致相同的色度的图像(通常光图像),进而存储在外部存储装置 62 中。并且,根据如上所述的内窥镜装置 1 的结构,在选择窄带光观察模式的情况下,能够在显示装置 5 中显示对活体组织 101 中包含的血管进行了强调的图像(窄带光图像),进而存储在外部存储装置 62 中。

[0039] 这里,对内窥镜装置 1 的作用进行说明。

[0040] 首先,手术医生接通内窥镜装置 1 的各部的电源后,在观察模式切换开关 24 中选择通常光观察模式。然后,手术医生一边观察在选择通常光观察模式时显示在显示装置 5 中的图像、即具有与利用肉眼观察对象物的情况大致相同的色度的图像,一边将内窥镜 2 插入体腔内,由此,使前端部 21b 接近观察对象的活体组织 101 所存在的部位。

[0041] 当在观察模式切换开关 24 中选择了通常光观察模式时,R 光、G 光和 B 光的各种颜色的光依次从光源装置 3 向活体组织 101 射出,在内窥镜 2 中分别取得与该各种颜色的光对应的图像。

[0042] 当图像处理部 41 的图像数据生成部 41a 被输入与 R 光对应的图像、与 G 光对应的图像和与 B 光对应的图像时,分别生成与各图像对应的颜色分量的图像数据(图 5 的步骤 S1)。另外,以下为了简化说明,将例如图 6 所示的与线状的粘膜微细构造(组织学的构造)相当的区域表示为圆点图案,将与块状的粘膜微细构造(组织学的构造)相当的区域表示为斜线图案,将与背景粘膜相当的区域表示为空白,并且,将这 3 个区域的边界线表示为细实线,针对这样的示意性的图像数据进行处理,由此进行说明。

[0043] 运算部 41b 通过对由图像数据生成部 41a 生成的图像数据进行使用海赛矩阵的运算,按照各像素计算与该海赛矩阵对应的固有值(图 5 的步骤 S2)。

[0044] 具体而言,针对由图像数据生成部 41a 生成的图像数据,使用下述算式(1)所示的海赛矩阵 H,进行 Alejandro F.Frangi 等的论文“Multiscale Vessel Enhancement Filtering”(LNCS, vol. 1496, Springer Verlag, Berlin, Germany, pp. 130-137)所公开的运算,由此计算固有值 λ_1 和 λ_2 (其中,设 $|\lambda_1| \geq |\lambda_2|$)。另外,下述算式(1)的右边所包含的标号 L 表示图像内的局部位置的图像强度,即,相当于 Alejandro F.Frangi 等的上述论文中的 $L(x_0 + \delta x_{0,s})$ 。

$$[0045] \quad H = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 L}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 L}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 L}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 L}{\partial y^2} \end{bmatrix} \dots (1)$$

[0046] 然后,具有第 1 特征量计算部的功能的运算部 41b 根据通过图 5 的步骤 S2 的处理而计算出的固有值 λ_1 和 λ_2 ,按照各像素计算表示包含关注像素和该关注像素附近的各像素的局部区域大致呈何种形状的形状特征量(图 5 的步骤 S3)。

[0047] 具体而言,运算部 41b 通过进行使用下述算式(2)的运算,计算关注像素 s 中的形状特征量 $shape(s)$ 。

$$[0048] \quad shape(s) = \begin{cases} 0 & \text{if } \lambda_1 \geq 0 \\ \exp\left(-\frac{R_\beta^2}{2\beta^2}\right) & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots (2)$$

[0049] 在上述算式(2)中, R_β 表示由 λ_2/λ_1 得到的值, β 表示通过经验而设定的参数(例如设为 $\beta=0.5$ 的常数)。

[0050] 另一方面,运算部 41b 使用应用索贝尔(Sobel)滤波器等 1 阶微分滤波器而得到的输出值,对由图像数据生成部 41a 生成的图像数据进行运算,由此,按照各像素计算梯度方向和梯度强度(图 5 的步骤 S4)。

[0051] 然后,具有第 2 特征量计算部的功能的运算部 41b 根据由通过图 5 的步骤 S4 的处理而计算出的梯度方向和梯度强度所决定的梯度矢量,按照各像素计算表示局部区域中的梯度方向的分布状态的梯度矢量集中度(图 5 的步骤 S5)。

[0052] 具体而言,例如如图 7 所示,设定以关注像素 s 为中心的半径为 r 的圆即区域 R 作为搜索区域,进而,在设根据该区域 R 内的像素 j 的梯度方向和梯度强度所决定的梯度矢量相对于图像的 x 轴方向(从纸面左侧朝向纸面右侧的轴方向)所成的角度为 θ_j 的情况下,运算部 41b 通过进行使用下述算式(3)的运算,计算关注像素 s 中的梯度矢量集中度 $GC(s)$ 。

$$[0053] \quad GC(s) = \frac{1}{M} \cdot \sum_R \cos\theta_j, \quad \dots (3)$$

[0054] 上述算式(3)中的 M 表示区域 R 内包含的各像素中的、梯度强度大于 0 的像素的数量。

[0055] 另外,在本实施例中,如图 5 所示,并行地进行计算形状特征量 $shape(s)$ 的处理(步骤 S2 和 S3 的处理)和计算梯度矢量集中度 $GC(s)$ 的处理(步骤 S4 和 S5 的处理),但是不限于此,也可以以先计算一个值后计算另一个值的方式进行处理。

[0056] 具有评价价值计算部的功能的运算部 41b 通过使用经由图 5 的步骤 S2 和 S3 的处理而计算出的形状特征量 $shape(s)$ 、和经由图 5 的步骤 S4 和 S5 的处理而计算出的梯度矢量集中度 $GC(s)$ 进行运算,按照各像素计算能够判别线状和块状的粘膜微细构造的形状评价价值(图 5 的步骤 S6)。

[0057] 具体而言,运算部 41b 通过进行使用下述算式(4)的运算,计算关注像素 s 中的形状评价价值 $v_0(s)$ 。

$$[0058] \quad v_0(s) = \begin{cases} 0 & \text{if } \lambda_1 \geq 0 \\ \exp\left(-\frac{R_\beta^2}{2\beta^2}\right) \cdot \exp\left(-\frac{\{GC(s)\}^2}{2\gamma^2}\right) & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots (4)$$

[0059] 上述算式(4)中的 γ 表示通过经验而设定的参数(例如设为 $\gamma=0.5$ 的常数)。

[0060] 然后,通过使用上述算式(4)的运算,在存在线状的粘膜微细构造(组织学的构造)的像素组、存在块状的粘膜微细构造(组织学的构造)的像素组、与背景粘膜相当的像素组之间,计算作为分别不同的范围的值的形状评价价值 $v_0(s)$ 。

[0061] 另外,在上述算式(4)中,根据是否是 $\lambda_1 \geq 0$ 来变更形状评价价值 $v_0(s)$ 的运算式,由此,能够检测图像内的相对较亮的区域、即存在局部隆起的(线状和/或块状的)粘膜微细构造的区域。但是不限于此,例如,在上述算式(4)中,在根据是否是 $\lambda_1 \leq 0$ 来变更形状评价价值 $v_0(s)$ 的运算式的情况下,还能够检测图像内的相对较暗的区域、即存在局部凹陷的粘膜微细构造的区域。

[0062] 但是,针对由图像数据生成部 41a 生成的图像数据,在单独使用经由图 5 的步骤 S2 和 S3 的处理而得到的形状特征量 $shape(s)$ 来尝试粘膜微细构造的检测的情况下,能够大致检测包含关注像素 s 的局部区域呈线状或块状的哪种形状,而另一方面,例如会得到粘膜微细构造的山脊线和由于活体组织表面的阶梯差(例如血管边缘等)而产生的阶梯边缘混合存在的检测结果。

[0063] 并且,针对由图像数据生成部 41a 生成的图像数据,在单独使用经由图 5 的步骤 S4 和 S5 的处理而得到的梯度矢量集中度 $GC(s)$ 来尝试粘膜微细构造的检测的情况下,能够不依赖于图像的对比度而检测包含关注像素 s 的局部区域是否呈隆起形状(或凹陷形状),而另一方面,无法得到能够判别该局部区域呈线状或块状的哪种形状的检测结果。

[0064] 与此相对,在本实施例中,如上述算式(4)所示,组合形状特征量 $shape(s)$ 和梯度矢量集中度 $GC(s)$ 这 2 个值来计算形状评价价值 $v_0(s)$ 。因此,根据本实施例,能够降低将所述阶梯边缘误检测为粘膜微细构造的山脊线的可能性,并且,能够不依赖于图像的对比度而检测出包含关注像素 s 的局部区域呈线状或块状的哪种形状。

[0065] 另一方面,具有区域提取部的功能的运算部 41b 使用按照各像素计算出的形状评价价值 $v_0(s)$,从图像数据中单独提取被估计为存在线状的粘膜微细构造和块状的粘膜微细构造的候选区域(图 5 的步骤 S7)。

[0066] 然后,通过进行如上所述的一连串的处理,在图 6 所示的图像内,在能够判别被估计为存在粘膜微细构造中的线状构造或块状构造即开口图案(Pit pattern)的区域、和被估计为存在血管等中的线状构造的区域的状况下,分别提取这些区域。

[0067] 另外,根据本实施例,不限于对包含线状和块状的粘膜微细构造双方的图像进行处理,也可以对包含线状或块状的粘膜微细构造中的任意一方的图像进行处理。

[0068] 如上所述,根据本实施例,具有如下的结构和作用:使用作为不依赖于图像的对比度的值的形状评价价值 $v_0(s)$,单独提取被估计为存在线状的粘膜微细构造的区域、和被估计为存在块状的粘膜微细构造的区域。因此,根据本实施例,即使在对活体组织进行摄像而得到的图像的对比度大幅变动(偏差)的情况下,也能够稳定地检测规定形状的构造。

[0069] 另外,本发明不限于上述各实施例,当然能够在不脱离发明主旨的范围内进行各种变更和应用。

[0070] 本申请以 2010 年 6 月 30 日在日本申请的日本特愿 2010-149971 号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书和附图中。

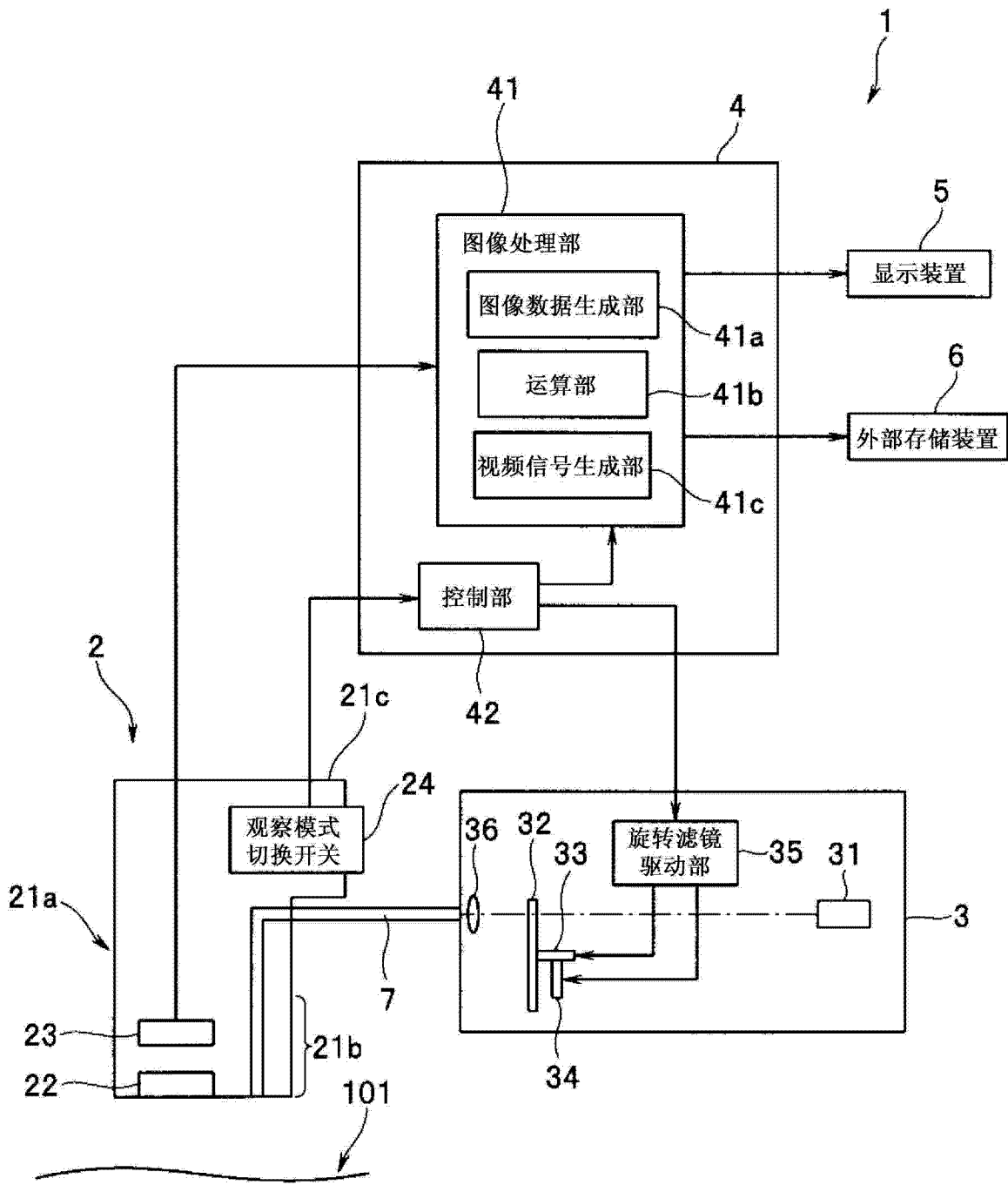


图 1

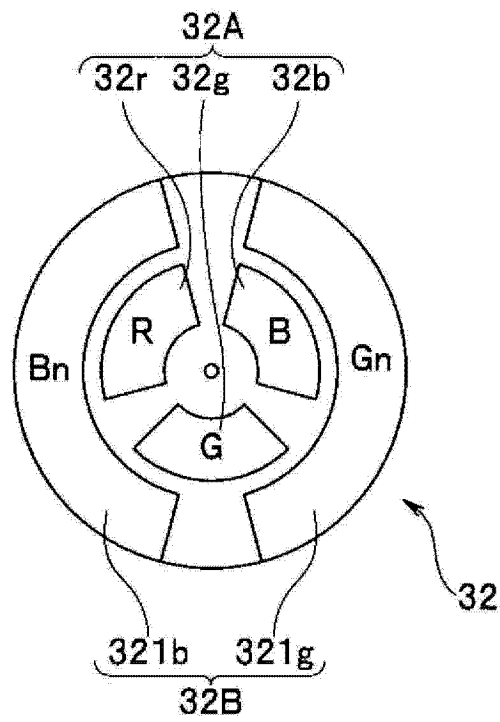


图 2

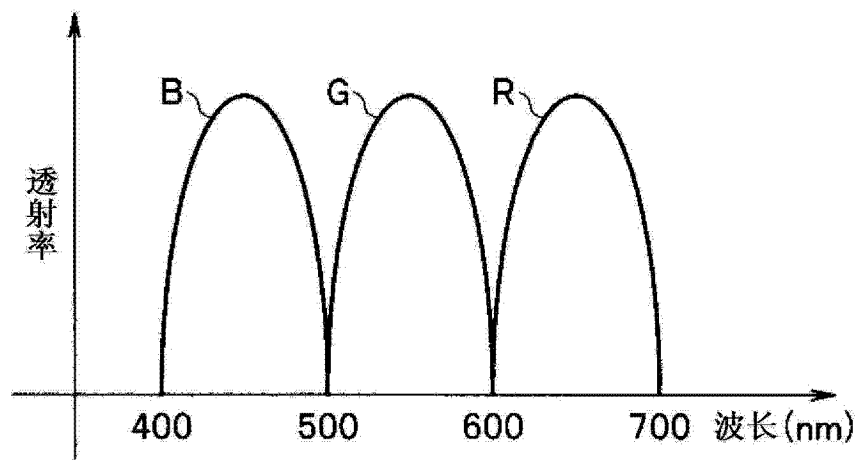


图 3

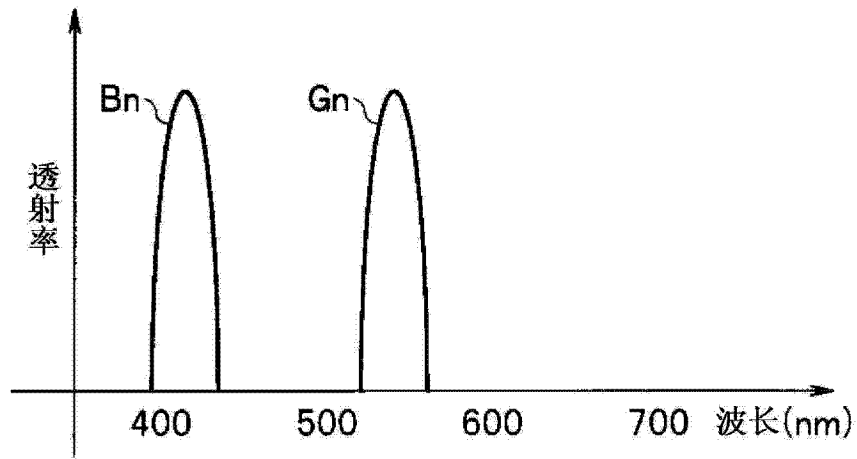


图 4

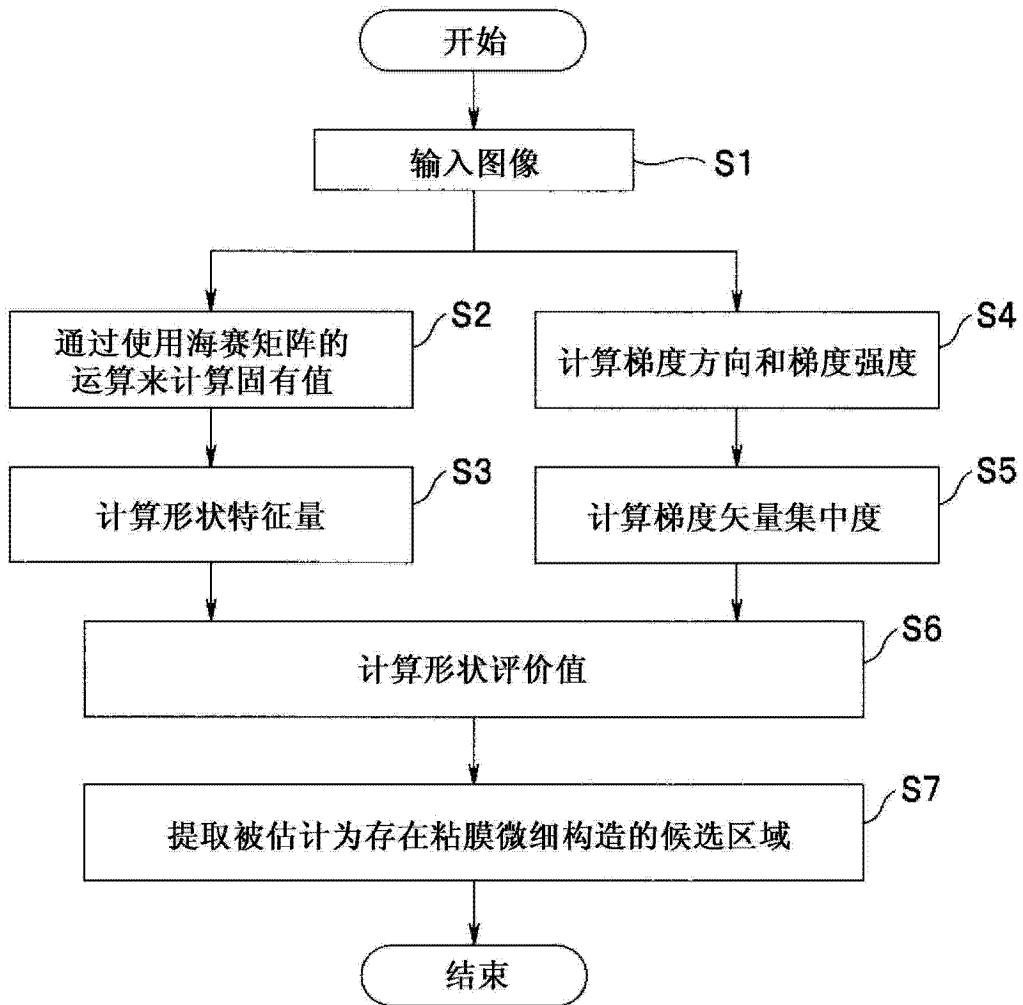


图 5

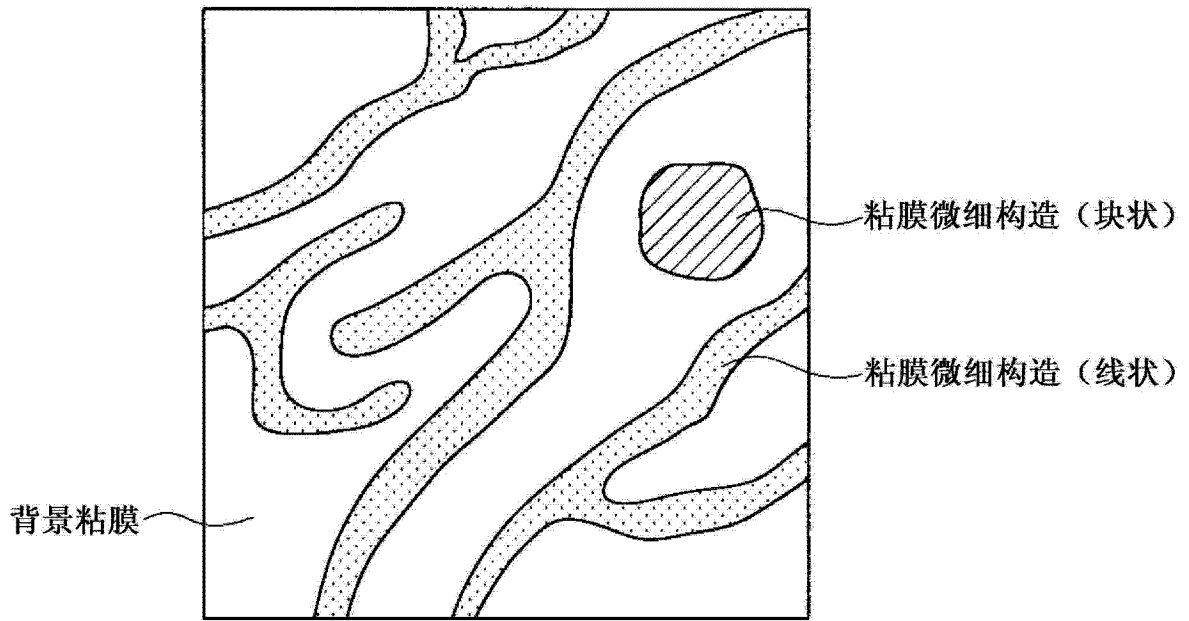


图 6

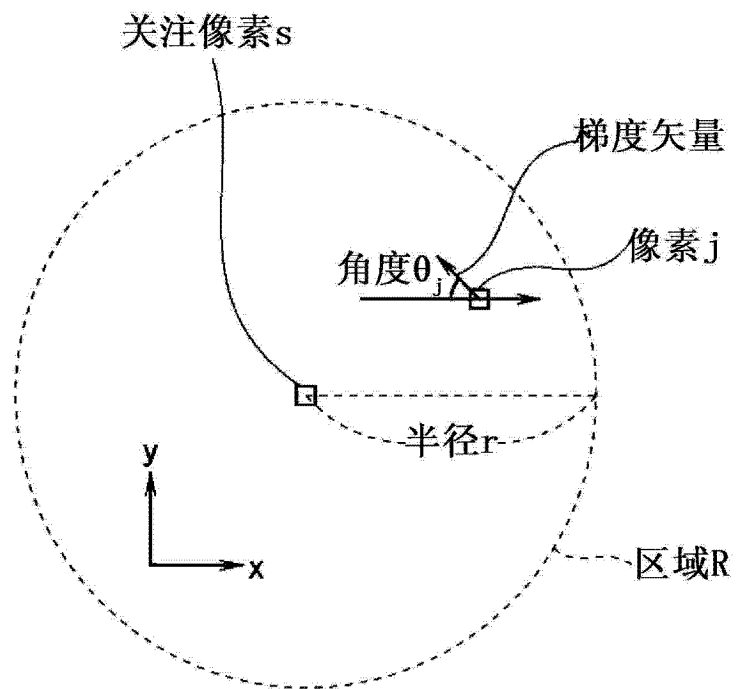


图 7

专利名称(译)	图像处理装置和图像处理方法		
公开(公告)号	CN102740756B	公开(公告)日	2014-12-31
申请号	CN201180007611.3	申请日	2011-03-31
[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	登本悠介		
发明人	登本悠介		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G06T1/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/042 G06T7/0012 G06T2207/30096 G06T2207/10068 G06T2207/30101 A61B1/0646		
代理人(译)	李辉		
优先权	2010149971 2010-06-30 JP		
其他公开文献	CN102740756A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的图像处理装置具有：第1特征量计算部，其按照对活体组织进行摄像而得到的图像的各像素，计算表示包含关注像素和该关注像素附近的各像素的局部区域呈何种形状的指标的第1特征量；第2特征量计算部，其按照图像的各像素，计算表示局部区域中的梯度方向的分布状态的第2特征量；评价部，其根据第1特征量和第2特征量的计算结果，按照各像素计算能够判别图像中包含的规定形状的构造的形状评价价值；以及区域提取部，其根据形状评价价值的计算结果，从图像中提取被估计为存在规定形状的构造的候选区域。

