



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102724909 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 10

(21) 申请号 201180007618. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 03. 17

A61B 1/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/04 (2006. 01)

2010-091671 2010. 04. 12 JP

G02B 23/24 (2006. 01)

G06T 7/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 07. 27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/056425 2011. 03. 17

(87) PCT申请的公布数据

W02011/129176 JA 2011. 10. 20

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 西村博一 田中健一 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

公司 11127

代理人 李辉 于靖帅

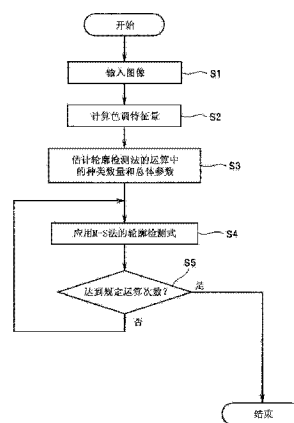
权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 10 页

(54) 发明名称

医用图像处理装置和医用图像处理方法

(57) 摘要

本发明的医用图像处理装置能够对医用图像进行区域分割处理,该医用图像处理装置具有:特征量计算部,其从所述医用图像中计算至少 1 个特征量;种类设定部,其根据由所述特征量计算部计算出的特征量,在所述医用图像中设定多个种类;总体参数设定部,其根据由所述特征量计算部计算出的特征量,按照分别被分类为由所述种类设定部设定的种类的所述医用图像的各区城设定总体参数;以及区域分割部,其根据分布模型对所述医用图像进行区域分割处理,所述分布模型是依照由所述种类设定部设定的种类的数量和由所述总体参数设定部设定的总体参数来规定的。



1. 一种医用图像处理装置,该医用图像处理装置能够对医用图像进行区域分割处理,其特征在于,该医用图像处理装置具有:

特征量计算部,其根据所述医用图像计算至少 1 个特征量;

种类设定部,其根据由所述特征量计算部计算出的特征量,在所述医用图像中设定多个种类;

总体参数设定部,其根据由所述特征量计算部计算出的特征量,按照分别被分类为由所述种类设定部设定的种类的所述医用图像的各区域设定总体参数;以及

区域分割部,其根据分布模型对所述医用图像进行区域分割处理,所述分布模型是依照由所述种类设定部设定的种类的数量和由所述总体参数设定部设定的总体参数来规定的。

2. 根据权利要求 1 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述医用图像处理装置还具有构造成分区域提取部,该构造成分区域提取部提取与所述医用图像中包含的构造成分对应的区域,

所述特征量计算部根据由所述构造成分区域提取部提取出的各区域计算至少 1 个特征量,

所述种类设定部根据由所述特征量计算部计算出的特征量,设定与由所述构造成分区域提取部提取出的各区域对应的多个种类。

3. 根据权利要求 1 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述种类设定部根据由所述特征量计算部计算出的特征量的分布状态,对所述多个种类实施聚类处理,

所述总体参数设定部根据由所述特征量计算部计算出的特征量,按照分别被分类为根据所述聚类处理的处理结果而设定的种类的区域设定总体参数,

所述区域分割部根据分布模型进行区域分割处理,所述分布模型是依照根据所述聚类处理的处理结果而设定的种类的数量和由所述总体参数设定部设定的总体参数来规定的。

4. 根据权利要求 1 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述区域分割部进行区域分割处理,使得将所述医用图像分割成与由所述种类设定部设定的各种类对应的多个区域,并且在所述多个区域的各个区域中根据所述特征量计算出的总体参数接近由所述总体参数设定部设定的总体参数。

5. 根据权利要求 1 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述医用图像是内窥镜图像。

6. 根据权利要求 1 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

在由所述种类设定部设定的种类中包含血管和腺构造中的至少一方。

7. 一种医用图像处理装置,该医用图像处理装置能够对医用图像进行区域分割处理,其特征在于,该医用图像处理装置具有:

特征量计算部,其根据所述医用图像计算至少 1 个特征量;

构造成分区域设定部,其设定与所述医用图像中包含的构造成分对应的多个构造成分区域;

区域合并部,其在所述多个构造成分区域中分别对所述特征量相互类似的区域进行合并;

种类设定部,其根据所述区域合并部的合并结果来设定种类;

总体参数设定部,其根据作为所述区域合并部的合并结果而得到的各个构造成分区域中的所述特征量,按照作为该合并结果而得到的每个构造成分区域分别设定总体参数;以及

区域分割部,其根据分布模型对所述医用图像进行区域分割处理,所述分布模型是依照由所述种类设定部设定的种类的数量和由所述总体参数设定部设定的总体参数来规定的。

8. 根据权利要求7所述的医用图像处理装置,其特征在于,
所述医用图像是内窥镜图像。

9. 根据权利要求7所述的医用图像处理装置,其特征在于,
在由所述种类设定部设定的种类中包含血管和腺构造中的至少一方。

10. 一种医用图像处理方法,该医用图像处理方法用于对医用图像进行区域分割处理,其特征在于,该医用图像处理方法具有以下步骤:

特征量计算步骤,根据所述医用图像计算至少1个特征量;

种类设定步骤,根据由所述特征量计算步骤计算出的特征量,在所述医用图像中设定多个种类;

总体参数设定步骤,根据由所述特征量计算步骤计算出的特征量,按照分别被分类为由所述种类设定步骤设定的种类的所述医用图像的各区域设定总体参数;以及

区域分割步骤,根据分布模型对所述医用图像进行区域分割处理,所述分布模型是依照由所述种类设定步骤设定的种类的数量和由所述总体参数设定步骤设定的总体参数来规定的。

11. 根据权利要求10所述的医用图像处理方法,其特征在于,

所述医用图像处理方法还具有构造成分区域提取步骤,在该构造成分区域提取步骤中,提取与所述医用图像中包含的构造成分对应的区域,

在所述特征量计算步骤中,根据由所述构造成分区域提取步骤提取出的各区域计算至少1个特征量,

在所述种类设定步骤中,根据由所述特征量计算步骤计算出的特征量,设定与由所述构造成分区域提取步骤提取出的各区域对应的多个种类。

12. 根据权利要求10所述的医用图像处理方法,其特征在于,

在所述种类设定步骤中,根据由所述特征量计算步骤计算出的特征量的分布状态,对所述多个种类实施聚类处理,

在所述总体参数设定步骤中,根据由所述特征量计算步骤计算出的特征量,按照分别被分类为根据所述聚类处理的处理结果而设定的种类的区域设定总体参数,

在所述区域分割步骤中,根据分布模型进行区域分割处理,所述分布模型是依照根据所述聚类处理的处理结果而设定的种类的数量和由所述总体参数设定步骤设定的总体参数来规定的。

13. 根据权利要求10所述的医用图像处理方法,其特征在于,

在所述区域分割步骤中,进行区域分割处理,使得将所述医用图像分割成与由所述种类设定步骤设定的各种类对应的多个区域,并且在所述多个区域的各个区域中根据所述特

征量计算出的总体参数接近由所述总体参数设定步骤设定的总体参数。

14. 根据权利要求 10 所述的医用图像处理方法,其特征在于,
所述医用图像是内窥镜图像。

15. 根据权利要求 10 所述的医用图像处理方法,其特征在于,
在由所述种类设定步骤设定的种类中包含血管和腺构造中的至少一方。

16. 一种医用图像处理方法,该医用图像处理方法用于对医用图像进行区域分割处理,
其特征在于,该医用图像处理方法具有以下步骤:

特征量计算步骤,根据所述医用图像计算至少 1 个特征量;

构造成分区域设定步骤,设定与所述医用图像中包含的构造成分对应的多个构造成分
区域;

区域合并步骤,在所述多个构造成分区域中分别对所述特征量相互类似的区域进行合
并;

种类设定步骤,根据所述区域合并步骤的合并结果来设定种类;

总体参数设定步骤,根据作为所述区域合并步骤的合并结果而得到的各个构造成分区
域中的所述特征量,按照作为该合并结果而得到的每个构造成分区域分别设定总体参数;
以及

区域分割步骤,根据分布模型对所述医用图像进行区域分割处理,所述分布模型是依
照由所述种类设定步骤设定的种类的数量和由所述总体参数设定步骤设定的总体参数来
规定的。

17. 根据权利要求 16 所述的医用图像处理方法,其特征在于,
所述医用图像是内窥镜图像。

18. 根据权利要求 16 所述的医用图像处理方法,其特征在于,
在由所述种类设定步骤设定的种类中包含血管和腺构造中的至少一方。

医用图像处理装置和医用图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医用图像处理装置和医用图像处理方法,特别涉及对拍摄活体组织而得到的医用图像进行区域分割处理的医用图像处理装置和医用图像处理方法。

背景技术

[0002] 以往,利用如下技术:根据拍摄活体组织而得到的图像的特征量的计算结果,在该图像中检测存在规定对象物的区域。并且,用于通过 Level-Set 法等相位可变的动态轮廓检测方法对图像进行区域分割的方法在八木康史、齐藤英雄编著:“コンピュータビジョン最先端ガイド<1>”, pp. 1-28、アドコム・メディア株式会社(2009)(以下称为非专利文献 1);Tony F.Chan and Luminita A.Vese:“Active Contours Without Edges”, IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, VOL. 10、NO. 2、FEBRUARY 2001, pp. 266-277(以下称为非专利文献 2);以及 Christophe Samson, Laure Blanc-Feraud, Gilles Aubert, and Josiane Zerubia:“Multiphase Evolution and Variational Image Classification”, INRIA Sophia Antipolis (1999)(以下称为非专利文献 3)中有所公开。

[0003] 进而,例如在日本国特开 2007-313119 号公报(以下称为专利文献 1)中公开了如下技术:计算体腔内图像的像素的边缘强度,计算该边缘强度与根据泡图像的特征而预先设定的泡模型之间的相关值,根据该体腔内图像的边缘对该体腔内图像进行区域分割,根据该相关值和区域分割结果检测该体腔内图像中的泡区域。

[0004] 但是,近年来,由于内窥镜(也包括胶囊型内窥镜)系统的高分辨率化、放大内窥镜的普及和窄带光观察的普及,微细血管像和 pit(腺口)构造等粘膜微细构造的观察的重要性提高。

[0005] 认为活体组织中的粘膜微细构造的形态和分布状况在正常组织与肿瘤组织的区分、以及癌深度的估计等病变诊断中是有用的。但是,在绝大部分情况下,这种诊断主要根据基于医师经验和知识的主观见解来进行。因此,期望实现作为不基于医师主观见解的诊断方法的、例如使用图像解析方法的粘膜微细构造观察结果的鉴别诊断支援方法。而且,这种鉴别诊断支援方法作为计算机诊断支援(Computer Aided Diagnosis、CAD)之一进行研究。

[0006] 另一方面,在内窥镜图像中的粘膜微细构造的观察结果的解析中,观察结果多种多样且复杂,并且,由于取得内窥镜图像时的观察距离、方向、角度和照明光量等摄像条件不定,所以认为很难从内窥镜图像中提取与观察结果对应的粘膜微细构造。

[0007] 例如,专利文献 1 所记载的区域分割方法和检测方法的技术具有如下课题:在应用于具有大致一样大的边缘强度的拍摄泡而得到的图像的情况下,能够得到有效的处理结果,但是,在应用于可能具有各种大小的强度的边缘的拍摄血管而得到的图像的情况下,很难得到有效的处理结果。其结果是,例如,在对拍摄血管而得到的图像应用专利文献 1 所记载的区域分割方法和检测方法的技术的情况下,导致血管的检测精度降低。

[0008] 并且,在非专利文献 1 中公开了用于通过被称为 Level-Set 法的动态轮廓检测方

法对图像进行区域分割的方法。具体而言,在非专利文献 1 中公开了如下技术:通过根据图像内的构造成分的边缘大小进行反复处理,能够动态地设定规定该图像中的区域的边界线。

[0009] 但是,在内窥镜图像中,作为图像内的构造成分,除了形状轮廓和可透视的血管等具有明确边缘的成分以外,可能还包含微细血管、pit (腺口)和粘膜微细图案等不具有明确边缘的多种多样的成分。因此,即使通过非专利文献 1 所公开的方法对内窥镜图像进行区域分割,在从该内窥镜图像中提取粘膜微细构造的用途中,也不一定能够得到良好的结果。

[0010] 与此相对,作为与 Level-Set 法类似的方法,在非专利文献 2 中公开了用于通过基于 Mumford-Shah 模型的动态轮廓检测方法(以下称为 M-S 法)对图像进行区域分割的方法。在非专利文献 2 所公开的方法中,在通过进行反复处理而动态设定规定区域的边界线的方面,与所述 Level-Set 法相同,另一方面,不同之处在于,能够根据边界内外的各区域的特征量的平均值等值来设定边界线。具体而言,在非专利文献 2 中公开了如下技术:在利用反复处理来动态设定规定区域的边界线时,通过设定边界线以使特征量在区域内外尽可能相同,针对包含不具有清楚边缘的构造的图像,也能够进行区域分割。

[0011] 但是,根据非专利文献 2 所公开的方法,例如,在应用于区域内外特征量的分布重复较少的图像、或明亮度均匀的区域孤立存在等比较简单的图像的情况下,能够得到良好的结果,但是,在应用于可能包含复杂的粘膜微细构造并且观察距离、方向、角度和照明光量等摄像条件可能始终变化的内窥镜图像的情况下,不一定能够得到良好的结果。具体而言,根据非专利文献 2 所公开的方法,例如,在对多个微细血管进行摄像而得到的内窥镜图像中,当考虑在粘膜下行走的深度的微妙差异、视野内的位置的光量变化和从周边粘膜反射的二次光等的影响来计算特征量的情况下,该特征量分布在非常宽的范围内,所以无法准确设定微细血管的边界线。

[0012] 并且,在非专利文献 3 中公开了如下方法:使用与非专利文献 2 所公开的算法大致相同的算法,另一方面,设边界内外的每个区域的特征量的分布为正态分布模型,进而,通过预先设定作为总体参数的平均值 μ 和标准偏差 σ (或标准偏差的平方即方差 σ^2)来设定边界线,以使得各区域的特征量的总体参数接近所设定的总体参数。

[0013] 另一方面,在将非专利文献 1 ~ 3 所公开的任意一个方法应用于内窥镜图像的区域分割的情况下,至少需要考虑下述(A) ~ (D)。但是,在非专利文献 1 ~ 3 中没有提及下述(A) ~ (D),也没有具体公开。

[0014] (A) 需要按照所分割的各种类预先设定总体参数。

[0015] (B) 在内窥镜图像中,由于所分割的区域的种类数量未知,所以不清楚准备几个用于动态设定轮廓的函数。

[0016] (C) 在(B)的基础上,在使用非专利文献 3 所公开的方法的情况下,不清楚准备几个与种类数量对应的总体参数,并且,如何设定这些总体参数的值成为问题。在考虑到区域分割结果的精度依赖于所设定的总体参数的情况下,需要按照各图像设定适当的总体参数。

[0017] (D) 在内窥镜图像中,例如举出血管作为例子时,组织学上作为属于血管这样的 1 个种类来进行处理,另一方面,有时需要作为属于与构造成分的特征量差异对应的相互不同的种类来进行处理并且需要进行图像的区域分割。

[0018] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供如下的医用图像处理装置和医用图像处理方法:例如在对活体粘膜表面进行摄像而得到的图像(包含使用内窥镜或胶囊型内窥镜而得到的图像)中,按照作为处理对象的每个图像估计应该分割的区域的种类数量,适当设定各种类的特征量的总体参数,由此,能够良好地将存在血管和 pit 等粘膜细微构造的区域、以及存在出血、残渣和白苔等物质的区域分割为分别不同的区域,所以,其结果,能够提高在图像内存在的期望成分的检测精度。

发明内容

[0019] 用于解决课题的手段

[0020] 本发明的医用图像处理装置能够对医用图像进行区域分割处理,其中,该医用图像处理装置具有:特征量计算部,其根据所述医用图像计算至少 1 个特征量;种类设定部,其根据由所述特征量计算部计算出的特征量,在所述医用图像中设定多个种类;总体参数设定部,其根据由所述特征量计算部计算出的特征量,按照分别被分类为由所述种类设定部设定的种类的所述医用图像的各区域设定总体参数;以及区域分割部,其根据分布模型对所述医用图像进行区域分割处理,所述分布模型是基于由所述种类设定部设定的种类的数量和由所述总体参数设定部设定的总体参数规定的。

[0021] 本发明的医用图像处理装置能够对医用图像进行区域分割处理,其中,该医用图像处理装置具有:特征量计算部,其根据所述医用图像计算至少 1 个特征量;构造成分区域设定部,其设定与所述医用图像中包含的构造成分对应的多个构造成分区域;区域合并部,其在所述多个构造成分区域的各个区域中对所述特征量相互类似的区域彼此进行合并;种类设定部,其根据所述区域合并部的合并结果来设定种类;总体参数设定部,其根据作为所述区域合并部的合并结果而得到的各个构造成分区域中的所述特征量,按照作为该合并结果而得到的构造成分区域分别设定总体参数;以及区域分割部,其根据分布模型对所述医用图像进行区域分割处理,所述分布模型是基于由所述种类设定部设定的种类的数量和由所述总体参数设定部设定的总体参数规定的。

[0022] 本发明的医用图像处理方法用于对医用图像进行区域分割处理,其中,该医用图像处理方法具有以下步骤:特征量计算步骤,根据所述医用图像计算至少 1 个特征量;种类设定步骤,根据由所述特征量计算步骤计算出的特征量,在所述医用图像中设定多个种类;总体参数设定步骤,根据由所述特征量计算步骤计算出的特征量,按照分别被分类为由所述种类设定步骤设定的种类的所述医用图像的各区域设定总体参数;以及区域分割步骤,根据分布模型对所述医用图像进行区域分割处理,所述分布模型是基于由所述种类设定步骤设定的种类的数量和由所述总体参数设定步骤设定的总体参数规定的。

[0023] 本发明的医用图像处理方法用于对医用图像进行区域分割处理,其中,该医用图像处理方法具有以下步骤:特征量计算步骤,根据所述医用图像计算至少 1 个特征量;构造成分区域设定步骤,设定与所述医用图像中包含的构造成分对应的多个构造成分区域;区域合并步骤,在所述多个构造成分区域的各个区域中对所述特征量相互类似的区域彼此进行合并;种类设定步骤,根据所述区域合并步骤的合并结果来设定种类;总体参数设定步骤,根据作为所述区域合并步骤的合并结果而得到的各个构造成分区域中的所述特征量,按照作为该合并结果而得到的构造成分区域分别设定总体参数;以及区域分割步骤,根据

分布模型对所述医用图像进行区域分割处理,所述分布模型是基于由所述种类设定步骤设定的种类的数量和由所述总体参数设定步骤设定的总体参数规定的。

附图说明

[0024] 图 1 是示出具有本发明的实施例的医用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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 图 5 是示出在本发明的第 1 实施例中进行的处理的一例的流程图。

[0029] 图 6 是示出作为处理对象的图像数据的一例的示意图。

[0030] 图 7 是示出边缘检测滤镜的一例的图。

[0031] 图 8 是示出在图 6 的图像数据中将多个圆设定为区域分割运算的初始解的情况的图。

[0032] 图 9 是示出区域分割处理的运算的中途经过的一例的图。

[0033] 图 10 是示出通过区域分割处理的运算而得到的处理结果的一例的图。

[0034] 图 11 是示出在本发明的第 2 实施例中进行的处理的一例的流程图。

[0035] 图 12 是示出图像数据的各像素中的规定色调特征量的发生频度的混合正态分布的一例的图。

[0036] 图 13 是示出根据图 12 的混合正态分布而估计出的 2 个正态分布的一例的图。

具体实施方式

[0037] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0038] (第 1 实施例)

[0039] 图 1 ~ 图 10 涉及本发明的第 1 实施例。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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 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。

[0043] 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 CCD 23。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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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 CCD 23 中得到的图像对应的图像数据。

[0055] 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,对拍摄活体组织 101 而得到的图像数据进行区域分割处理。另外,在本实施例中,假设在所述图像数据中包含血管,进而,假设进行在所述图像数据中区分存在血管的区域和除此以外的区域的区域分割处理。这种区域分割处理的详细情况在后面详细叙述。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 即,根据如上所述的内窥镜装置 1 的结构,在选择了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),并且(或者)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,在选择了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),并且(或者)存储在外部存储装置 62 中。

[0060] 接着,对本实施例的作用进行说明。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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)。

[0064] 另外,在本实施例中,假设由图像数据生成部 41a 生成由 R、G 和 B 的 3 个平面构成的、具有水平方向 ISX 和垂直方向 ISY 的图像尺寸、进而各像素的灰度为 0 ~ 255 的 8bit 的图像数据。并且,以下将 R、G 和 B 的各平面中的第 j 个($1 \leq j < ISX \times ISY$)像素的像素值分别设为 r_j 、 g_j 和 b_j 进行说明。

[0065] 图像处理部 41 的运算部 41b 根据在图像数据生成部 41a 中生成的图像数据,按照该图像数据的各像素计算在以后的处理中使用的规定色调特征量(图 5 的步骤 S2)。

[0066] 更具体而言,本实施例的运算部 41b 按照各像素(在全部的第 1 个~第 $(ISX \times ISY)$ 个像素中)计算 R 平面的第 j 个像素的像素值 r_j 与 G 平面的第 j 个像素的像素值 g_j 之比即 g_j/r_j 的值,作为所述规定色调特征量(根据选择通常光观察模式时生成的图像数据而计算的色调特征量)。

[0067] 另外,在本实施例中,假设像素值 $r_j \neq 0$ 始终成立,进而,假设所述规定色调特征

量的发生频度基于正态分布(多变量正态分布),进行以下的说明。

[0068] 然后,图像处理部 41 的运算部 41b 使用在图 5 的步骤 S2 中计算出的规定色调特征量,进行在活体组织 101 中区分存在血管的区域和除此以外的区域的区域分割处理。

[0069] 这里,对本实施例的区域分割处理的详细情况进行叙述。另外,以下为了简化说明,例如,假设对图 6 所示的将相当于血管内部(血管内侧)的区域表示为点图案、将相当于背景粘膜(血管外侧)的区域表示为空白、并且将这 2 个区域的边界线表示为细实线的示意性的图像数据进行处理,从而进行说明。

[0070] 另外,图 6 示意性地示出使用放大内窥镜观察到的被称为胃粘膜的集合细静脉的复杂形状的血管。根据实际的内窥镜图像,不限于仅包含血管和背景粘膜区域的图像数据,例如,还取得包含从集合细静脉分支并朝向表层粘膜行走的微细血管和胃底腺(腺口)等各种构造的图像数据。然后,将这些各种构造视为属于与血管和背景粘膜区域均不同的其他种类,适当增加种类数量,由此,能够应用以下说明的一连串处理。

[0071] 运算部 41b 进行用于估计使用与所述非专利文献 3 (Christophe Samson, Laure Blanc-Feraud, Gilles Aubert, and Josiane Zerubia: "Multiphase Evolution and Variational Image Classification", INRIA Sophia Antipolis) 所公开的 Mumford-Shah 模型类似的动态轮廓模型的轮廓检测法的运算中的种类数量和各种类的总体参数的运算(图 5 的步骤 S3)。以下叙述这种总体参数的估计方法的具体例。

[0072] 首先,对如下处理进行说明:从图像中提取清楚的具有各种构造成分的区域和间质部等背景区域,求出种类数量和基于这些区域的特征量的每个种类的总体参数。

[0073] 运算部 41b 通过对图 6 的示意性的图像数据的 G 平面应用使用公知的边缘检测滤波器(例如图 7 所示的尺寸 5×5 的滤波器)的卷积运算,提取具有较大边缘的区域(像素值的变动大、具有较长边缘的区域)和大面积的背景区域(几乎没有边缘的区域)。具体而言,在将应用边缘检测滤波后的图像设为 G_a 、进而将图像 G_a 中的第 j 个($1 \leq j < ISX \times ISY$)像素的像素值设为 g_{aj} 的情况下,运算部 41b 例如对 $|g_{aj}| > 0$ ($||$ 表示绝对值)的各像素进行二值化并提取,然后,按照连结成分应用公知的标记,由此生成边缘映射图 M。另外,在这样生成的边缘映射图 M 中,假设存在所标记的 C 个($1 \leq C$)连结成分,进而设各连结成分为 m_c ($1 \leq c \leq C$),继续进行以下的说明。

[0074] 在不使用染色剂等的情况下的、根据通常内窥镜图像中的粘膜表面的微细构造而得到的图像 G_a 中,由于血红蛋白吸收 G 光中包含的波长成分,所以血管的像素值相对于周边粘膜的像素值而言相对较小。并且,在所述图像 G_a 中,由于对 G 光中包含的波长成分进行反射,所以 pit 的像素值相对于周边粘膜的像素值而言相对较大。然后,通过利用这种特性,能够提取各种种类。

[0075] 另一方面,为了提取清楚的血管边缘,运算部 41b 生成与边缘映射图 M 不同的大边缘映射图 L。具体而言,运算部 41b 通过对 $|g_{aj}| > Th1$ (例如 $Th1=10$) 的各像素进行二值化并提取,生成所述大边缘映射图 L。另外,所述阈值 $Th1$ 不限于设定为固定值,例如,也可以以包含像素值 g_{aj} 的柱状图中的前 20% 的像素值的方式自适应地决定。

[0076] 另外,生成大边缘映射图 L 的理由如下所述。

[0077] 根据图 6 的示意性的图像数据,在图像中仅存在血管和背景区域,但是,根据实际的内窥镜图像,可能还包含各种血管和其他构造成分、以及噪声成分。因此,在生成边缘映

射图 M 时,还设 $|gaj|>0$ 来提取这些边缘。鉴于这种情况,通过生成与边缘映射图 M 不同的大边缘映射图 L,确定构成闭合区域或构成闭合区域的至少一部分的较大的边缘。然后,通过进行后述处理,能够去除仅由值小的边缘构成的构造成分和噪声成分,即,能够仅确定比较清楚的构造成分。

[0078] 接着,运算部 41b 进行如下处理:通过相互参照边缘映射图 M 和大边缘映射图 L,选择边缘映射图 M 的各连结成分 $m1 \sim mC$ 中的、与大边缘映射图 L 中判定为存在较大边缘的像素重复的(1 个或多个)连结成分 mc 。通过这种处理,能够仅提取边缘映射图 M 的各连结成分中的、相当于具有较大边缘的区域的、对血管进行摄像的可能性高的(1 个或多个)连结成分。

[0079] 进而,运算部 41b 根据所述处理的处理结果,例如使用日本特开平 11-003428 号公报所公开的闭合区域检测方法,提取由判定为具有较大边缘的连结成分的各连结成分 mc 构成的各个闭合区域。这样提取出的代表区域 Ad ($1 \leq d \leq D$) 被提取为包含作为图像中的区域分割对象的各种构造成分的区域,并且,包含该各种构造成分中的比较清楚的构造成分的区域。

[0080] 并且,运算部 41b 将在边缘映射图 M 中没有作为边缘提取的像素群视为大面积的背景区域进行提取。

[0081] 然后,运算部 41b 反复进行在提取出的各代表区域 Ad 中对色调特征量 gj/rj 的值相互类似的区域彼此进行合并而作为 1 个种类的处理,由此,估计图 6 的示意性的图像数据中包含的全部种类数量 K ($1 \leq K$)。另外,作为这种处理,例如可以应用日本特开 2007-175432 号公报所公开的使用色调特征量及其柱状图的聚类的处理。

[0082] 接着,运算部 41b 在通过以上所述的处理而得到的 K 个种类中,分别计算色调特征量 gj/rj 的值的平均值和标准偏差即 μGR_i 和 σGR_i ($1 \leq i \leq K$)。

[0083] 另外,关于所述种类数量和总体参数的计算,作为与手术医生等的手动操作对应的区域,可以设定处理对象的区域。在这种情况下,运算部 41b 根据在未图示的输入接口中进行的输入操作,设定包含血管等构造成分的区域和背景粘膜区域,对所设定的各区域赋予种类编号 i ($1 \leq i \leq K$, K 为种类数量),进而,按照赋予了种类编号的各区域计算色调特征量 gj/rj 的平均值和标准偏差,取得计算结果即可。

[0084] 另外,在以上列举的估计方法中,在估计总体参数之前,通过将具有在多个种类中可能重复发生的色调特征量的值的像素除外,能够提高总体参数的估计精度。

[0085] 并且,关于不足够明亮的像素和光晕等高亮度像素等的、不适于计算色调特征量的像素,可以通过阈值处理将其除外,然后进行总体参数的估计。

[0086] 进而,在以上所述的一连串处理中,不限于根据对 G 平面应用了边缘检测滤镜的图像 Ga 来进行总体参数的估计,例如,也可以使用各像素的色调特征量 gj/rj 的值进行总体参数的估计。而且,在直接使用色调特征量 gj/rj 的值进行总体参数的估计的情况下,能够减轻可能成为使像素值以乘数变动的要因的基于光量大小和阴影等的影响。并且,在直接使用色调特征量 gj/rj 的值进行总体参数的估计的情况下,在考虑通常的内窥镜图像中的 gj/rj 的值大致收敛于 $0 < gj/rj < 1$ 的范围内后,适当决定一连串阈值即可。

[0087] 另外,在血管和 pit 等粘膜微细构造中,由于具有怎样的组织性状和存在于粘膜下的多深的位置等的要因,经常发生如下情况:虽然作为组织学构造而属于同一种类,但是

色调相互不同。在这种情况下,例如,分离为血管 1 和血管 2 等多个种类,按照该多个种类分别估计总体参数即可。具体而言,适当决定进行代表区域 Ad 的合并时的合并基准或针对进行代表区域 Ad 的合并后的各区域的分离基准,估计最终的种类数量后,按照各种类估计总体参数,由此能够实现。

[0088] 并且,在以上所述的一连串处理中,不限于使用 g_j/r_j 的值作为色调特征量,例如,也可以适当选择并使用 g_j/r_j 的值或 b_j/g_j 的值中的一方,作为与提取对象的种类对应的色调特征量。

[0089] 即,根据以上所述的估计方法,能够得到在图 6 的示意性的图像数据中总共包含 K 个种类数量这样的估计结果。进而,根据以上所述的估计方法,能够得到全部 K 个种类中的第 i 个种类中的规定色调特征量 g_j/r_j 的值的平均值 μ_{GR_i} 和标准偏差 σ_{GR_i} ,作为所述总体参数的估计结果。

[0090] 另外,以下为了简化说明,假设在图 6 的示意性的图像数据仅包含相当于血管内部(血管内侧)的区域和相当于间质部等背景粘膜(血管外侧)的区域这 2 个种类(K=2、并且 i=1 或 2 中的任意一方),进行说明。

[0091] 另一方面,运算部 41b 通过将在图 5 的步骤 S3 中得到的种类数量和总体参数的估计结果应用于 M-S 法的轮廓检测式,进行区域分割的运算(图 5 的步骤 S4)。另外,在本实施例中,作为所述轮廓检测式,使用所述非专利文献 3 (Christophe Samson, Laure Blanc-Feraud, Gilles Aubert, and Josiane Zerubia: "Multiphase Evolution and Variational Image Classification", INRIA Sophia Antipolis)所公开的下述算式(1)。

$$F_a(\Phi_1, \dots, \Phi_K) = \sum_{i=1}^K e_i \int_{\Omega} H_a(\Phi_i) \frac{(u_0 - \mu_i)^2}{\sigma_i^2} dx + \sum_{i=1}^K \gamma_i \int_{\Omega} \delta_a(\Phi_i) |\nabla \Phi_i| dx$$

[0092]

$$+ \frac{\lambda}{2} \int_{\Omega} \left(\sum_{i=1}^K H_a(\Phi_i) - 1 \right)^2 dx \quad \dots (1)$$

[0093] 上述算式(1)中的 Φ_i ($1 \leq i \leq K$) 被称为距离函数, $\Phi_i=0$ 的像素成为区域的边界,根据与边界之间的距离来设定其他像素中的 Φ_i 的值。具体而言,关于存在于所述边界内部(区域内侧)的像素, Φ_i 的值取对应于与所述边界之间的距离的正值,关于存在于所述边界外部(区域外侧)的像素, Φ_i 的值取对应于与所述边界之间的距离的负值。

[0094] 并且,上述算式(1)中的 $F_a(\Phi_1, \dots, \Phi_K)$ 表示对包含全部 K 个种类的全部区域 Ω 进行区域分割时的评价价值。即,经由(例如后述的)反复处理求出对 $F_a(\Phi_1, \dots, \Phi_K)$ 的值进行最小化的边界,由此,能够实现图像的区域分割。

[0095] 另外,上述算式(1)中的右边 3 个项分别依次意味着:分割后的区域内的特征量的总体参数越接近 μ_i 和 σ_i 则越小的项、边界线的长度越短(越不复杂)则越小的项、以及对区域的重复等进行控制的项。

[0096] 另一方面,在使用 M-S 法的区域分割中,可以经由下述算式(2)的反复处理求出对评价价值 $F_a(\Phi_1, \dots, \Phi_K)$ 进行最小化的距离函数 Φ_i 。

$$\begin{aligned}
 [0097] \quad \Phi_i^{t+1} = \Phi_i^t - dt \left[\delta_\alpha(\Phi_i) \left[e_i \frac{(u_0 - \mu_i)^2}{\sigma_i^2} - \gamma_i \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \Phi_i}{|\nabla \Phi_i|} \right) + \lambda \left(\sum_{j=1}^K H_\alpha(\Phi_j) - 1 \right) \right] \right] \\
 \dots (2)
 \end{aligned}$$

[0098] 上述算式(2)中的 t 是表示反复处理中的反复次数($0 \leq t$)的脚标。另外,上述算式(2)中的 $t=0$ 意味着边界为初始解。

[0099] 然后,运算部 41b 在使用上述算式(2)的反复处理中,取得在检测到使用达到第 t 次和第 $(t+1)$ 次的反复次数时分别得到的距离函数 Φ_i 计算出的评价价值 $F_\alpha(\Phi_1, \dots, \Phi_K)$ 的值为 0 (或 0.01 等的微小变化)的情况下、或检测到达到规定反复次数($t=$ 规定值)的情况下的处理结果,作为收敛于最终边界的区域分割结果。另外,在本实施例中,为了削减运算时间,取得达到规定反复次数情况下的处理结果(距离函数 Φ_i 和评价价值 $F_\alpha(\Phi_1, \dots, \Phi_K)$)作为区域分割结果。

[0100] 另外,上述算式(1)和(2)中的 λ 表示规定常数(正实数)。具体而言,在本实施例中,决定为 $\lambda=1.0$ 。

[0101] 并且,上述算式(1)和(2)中的 e_i 和 γ_i 分别表示各种类的右边第一项和第二项的权重系数。具体而言,在本实施例中,决定为 $e_1=e_2=\dots=e_K=1.0$ 、且 $\gamma_1=\gamma_2=\dots=\gamma_K=1.0$ 。进而,根据本实施例,通过适当变更这些权重系数的值,能够变更右边各项或各种类的重要度,即,能够控制区域边界的收敛结果(区域分割结果)。

[0102] 并且,上述算式(1)和(2)中的 δ_α 和 H_α 表示分别对 Dirac 的 δ 函数和 Heaviside 分布进行了近似的函数。

[0103] 另一方面,在图 5 的步骤 S4 中,运算部 41b 将作为图 5 的步骤 S2 的处理结果而得到的(各像素的)规定色调特征量 g_j/r_j 代入上述算式(2)的 u_0 进行运算,由此更新距离函数 Φ_i 。并且,在图 5 的步骤 S4 中,运算部 41b 将通过图 5 的步骤 S3 的处理而估计出的全部种类数量($=2$)和估计出的总体参数(平均值 μ_{GR_i} 和标准偏差 σ_{GR_i} (方差 $(\sigma_{GR_i})^2$))代入上述算式(2)进行运算。

[0104] 然后,运算部 41b 判定图 5 的步骤 S4 的运算次数是否达到规定运算次数(例如 2000 次)(图 5 的步骤 S5)。然后,运算部 41b 在检测到图 5 的步骤 S4 的运算次数未达到规定运算次数的情况下,返回图 5 的步骤 S4,计算下一反复次数中的距离函数 Φ_i 。

[0105] 并且,在图 5 的步骤 S5 中,运算部 41b 在得到图 5 的步骤 S4 的运算次数达到规定运算次数这样的判定结果之前的期间内,反复进行图 5 的步骤 S4 的处理。然后,在图 5 的步骤 S5 中,运算部 41b 在得到图 5 的步骤 S4 的运算次数达到规定运算次数这样的判定结果的情况下,结束包含区域分割运算在内的一连串处理。

[0106] 这里,图 8 是示出在图 6 的示意性的图像数据中将使用粗实线描绘的多个圆设定为区域分割运算的初始解的情况的图。在设定了这种初始解的情况下,在图 5 的步骤 S4 中的运算次数达到 100 次时,能够得到例如图 9 所示的运算结果。而且,在设定了所述初始解的情况下,在图 5 的步骤 S4 中的运算次数达到规定运算次数时,能够得到例如图 10 所示的、以粗实线所示的边界线为边界完全分割相当于血管内部(血管内侧)的区域以及相当于背景粘膜(血管外侧)的区域这 2 个区域的、(最终的)区域分割结果。

[0107] 即,根据本实施例,通过使用由图像数据生成部 41a 生成的图像数据进行以上所

述的区域分割处理,能够在活体组织 101 中明确区分存在血管的区域和除此以外的区域。其结果,根据本实施例,与以往相比,能够提高在活体组织 101 中存在的血管的检测精度。

[0108] 另外,不限于使用在选择通常光观察模式时得到的图像来进行本实施例的区域分割处理,例如,使用在选择窄带光观察模式时得到的图像(与 Bn 光对应的图像和与 Gn 光对应的图像),也能够大致同样进行。

[0109] 并且,不限于使用从与 G 光对应的图像数据的像素值中除去与 R 光对应的图像数据的像素值而得到的值作为规定色调特征量,来进行本实施例的区域分割处理,例如,也可以使用从与 B 光对应的图像数据的像素值中除去与 G 光对应的图像数据的像素值而得到的值来进行。并且,也可以使用与 R 光、G 光和 B 光对应的图像数据中的任意一个图像数据的像素值作为规定色调特征量,来进行本实施例的区域分割处理。进而,也可以使用通过将 RGB 表色系的像素值转换成 HSI 表色系或 L*a*b* 表色系而得到的转换后的值作为规定色调特征量,来进行本实施例的区域分割处理。

[0110] 并且,在本实施例的区域分割处理中,不限于仅使用发生频度基于正态分布的 1 个特征量作为规定色调特征量,也可以同时使用发生频度分别基于多变量正态分布的多个特征量。(另外,该情况下,只要代替方差 σ_i^2 ,使用方差协方差矩阵 Σ 作为上述算式(1)的总体参数即可。)

[0111] 并且,根据本实施例的区域分割处理,不限于仅根据存在血管的区域和相当于背景粘膜的区域这 2 个种类进行区域分割,例如,也可以根据大肠凹部、MCE (Marginal Crypt Epithelium: 边缘隐窝上皮)、白苔和粘液等与内窥镜图像中可能包含的要素相当的各种类来进行区域分割。

[0112] 并且,在本实施例中,不限于假设色调特征量的发生频度基于正态分布(多变量正态分布)来进行区域分割处理,例如,也可以根据作为分割对象的各区域中的色调特征量的分布状态,适当选择和设定正态分布和(正态分布以外的)其他概率分布中的任意一方,来进行区域分割处理。

[0113] 并且,在本实施例中,为了根据代表性的构造成分来估计总体参数,以对具有较大边缘的区域的各像素进行聚类的处理为例进行了说明,但是不限于此,也可以使用包含背景区域的全部像素的特征量,直接进行聚类。

[0114] (第 2 实施例)

[0115] 接着,对本发明的第 2 实施例进行说明。图 11 ~ 图 13 涉及本发明的第 2 实施例。在本实施例中,与第 1 实施例不同,对如下的医用图像处理装置进行说明:在伴有清楚边缘的构造成分少的图像、即很难根据边缘决定代表构造成分的区域的图像中,也能够良好地估计种类数量和各种类的总体参数。

[0116] 另外,在本实施例中,使用与第 1 实施例相同结构的内窥镜装置 1 进行处理。因此,在本实施例中,省略与内窥镜装置的结构有关的详细说明。

[0117] 并且,在本实施例与第 1 实施例之间,主要不同之处在于,在上述算式(1)的运算中使用的种类数量和各种类的总体参数的估计方法。因此,在本实施例中,主要对与第 1 实施例不同的部分进行说明,并且,适当省略说明与第 1 实施例相同的部分。

[0118] 这里,对本实施例的作用进行说明。

[0119] 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。

[0120] 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。

[0121] 当图像数据生成部 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图像数据(图 11 的步骤 S11)。

[0122] 运算部 41b 根据在图像数据生成部 41a 中生成的图像数据,按照该图像数据的各像素计算在以后的处理中使用的规定色调特征量 g_j/r_j 的值(图 11 的步骤 S12)。

[0123] 然后,运算部 41b 对存在于图 6 的示意性的图像数据内的全部区域(第 1 次处理的情况下为图像全部区域)中的不满足后述规定条件的各区域应用类别数量被设定为 2 的 EM 算法(图 11 的步骤 S13),由此,分别估计 2 个类别各自的总体参数(规定色调特征量的平均值 μ_i 和方差 σ_i^2) (图 11 的步骤 S14)。

[0124] 另外,EM 算法是能够估计混合正态分布中的多个总体参数的公知方法。因此,省略与 EM 算法有关的详细说明。

[0125] 并且,在 EM 算法的应用中,前提条件是类别数量(等同于种类数量)已知。因此,在本实施例中,假设反复进行足够次数的 2 个类别的分类,对所得到的结果进行合并,由此,对图像中存在的种类数量的估计和各种类的总体参数的估计处理应用 EM 算法,从而进行说明。

[0126] 但是,在以由图像数据生成部 41a 生成的图像数据的各像素中的规定色调特征量(例如从与 G 光对应的图像数据的像素值中去除与 R 光对应的图像数据的像素值而得到的值)的发生频度基于正态分布为前提的情况下,例如如图 12 那样示出对 2 个类别的正态分布进行了合成的混合正态分布。

[0127] 然后,运算部 41b 反复进行 EM 算法的 E 步骤和 M 步骤的运算,直到满足运算停止条件(例如 2 个类别的似然改善为阈值以下的情况。具体而言,使阈值为 0.01 即可)为止,由此,分别估计规定频度峰值为相对较低的值的第 1 正态分布的总体参数(规定色调特征量的平均值和方差)、以及规定频度峰值为相对较高的值的第 2 正态分布的总体参数(规定色调特征量的平均值和方差)(图 11 的步骤 S13 和步骤 S14)。另外,例如如图 13 那样示出所述第 1 正态分布和第 2 正态分布。

[0128] 接着,运算部 41b 使用作为图 11 的步骤 S14 的运算结果而得到的总体参数的正态分布,判别图 6 的示意性的图像数据中的各像素的色调特征量 g_j/r_j 的值接近所述第 1 和第 2 正态分布中的哪个,对各像素赋予表示类别(种类)的标记 1 或 2 (图 11 的步骤 S15)。具体而言,运算部 41b 例如使用公知的欧几里德距离或马氏距离(使用多维特征量的情况),判定各像素的色调特征量 g_j/r_j 的值接近所述第 1 和第 2 正态分布中的各平均值 $\mu_p(p=1$ 或 2) 中的哪个。

[0129] 通过以上处理,根据规定色调特征量 g_j/r_j 的值,将图 6 的示意性的图像数据中的各像素分类为类别(种类) 1 或 2 中的任意一方。

[0130] 接着,运算部 41b 针对作为图 11 的步骤 S15 的处理结果而得到的、分别被分类为

类别(种类) 1 和 2 的像素群,再次判定是否应用步骤 S13 ~ S15 的一连串处理(图 11 的步骤 S16)。

[0131] 通过第 1 次的图 11 的步骤 S15 的分类处理,图像中包含的各像素基本上被分类为 2 个类别(种类)。但是,只要没有额外指定,则与实际图像中包含的构造成分对应的类别(种类)数量、或进行区域分割处理时的最佳类别(种类)数量不明。因此,在通过第 1 次的图 11 的步骤 S15 的分类处理而得到的分类结果中,可能在包含本来应该被分类为不同类别(种类)的像素群的状态下被分类为 2 个类别(种类)。

[0132] 因此,在图 11 的步骤 S16 中,本实施例的运算部 41b 进行如下处理:根据是否满足规定条件,判定是否应该进一步将赋予了表示类别(种类) 1 和 2 的标记的像素群(区域)分割为多个类别(种类)。具体而言,在赋予了表示类别(种类) 1 和 2 的标记的 2 个像素群(区域)之间的平均值 μ_p 的差为阈值(例如设阈值为 0.1)以下的情况下、作为分类结果而得到的任意一个像素群(区域)中包含的像素数为阈值(例如设阈值为 $0.1 \times ISX \times ISY$)以下的情况下、或步骤 S13 ~ S15 的一连串处理的反复次数达到规定次数的情况下等,运算部 41b 判定为满足规定条件。然后,运算部 41b 反复进行如下处理:在赋予了表示类别(种类) 1 和 2 的标记的像素群(区域)中的至少任意一方不满足规定条件的情况下,再次对不满足该规定条件的各像素群(区域)应用步骤 S13 ~ S15 的一连串处理,由此,进一步将该各像素群(区域)分类为 2 个类别(种类)。

[0133] 另一方面,运算部 41b 在作为图 11 的步骤 S15 的处理结果而得到的全部区域(全部像素群)满足规定条件的情况下,对该全部区域中的规定色调特征量(g_j/r_j)的分布状态的一部分相互重复的区域彼此进行合并,或者将规定色调特征量(g_j/r_j)的分布状态的一部分相互重复的各区域除外,由此,估计在上述算式(1)的运算中使用的全部种类数量(图 11 的步骤 S17)。并且,运算部 41b 将按照各种类计算规定色调特征量(g_j/r_j)的平均值和方差而得到的计算结果估计为在上述算式(1)的运算中使用的总体参数(图 11 的步骤 S17)。

[0134] 这里,通过图 11 的步骤 S17 的处理,得到在图 6 的示意性的图像数据中仅包含相当于血管内部(血管内侧)的区域和相当于间质部等背景粘膜(血管外侧)的区域这 2 个种类这样的估计结果。在得到这种估计结果的情况下,运算部 41b 进行与在第 1 实施例的说明中叙述的图 5 的步骤 S4 和 S5 的处理相同的处理,作为图 11 的步骤 S18 和 S19 的处理,由此,得到例如图 10 所示的、以粗实线所示的边界线为边界完全分割相当于血管内部(血管内侧)的区域以及相当于背景粘膜(血管外侧)的区域这 2 个区域的、(最终的)区域分割结果。

[0135] 即,根据本实施例,通过使用由图像数据生成部 41a 生成的图像数据进行以上所述的区域分割处理,能够在活体组织 101 中明确区分存在血管的区域和除此以外的区域。其结果,根据本实施例,与以往相比,能够提高存在于活体组织 101 中的血管的检测精度。

[0136] 另外,在反复进行图 11 的步骤 S13 ~ S15 的一连串处理后,在图 11 的步骤 S16 中判定为满足规定条件的情况下,有时也可能得到对本来应该被分类为同一种类的像素群进行过度分割的处理结果。在这种情况下,也可以在图 11 的步骤 S17 的处理之前,例如,通过对所述处理结果应用日本特开 2007-175432 号公报所公开的聚类的处理,再次对总体参数的值接近的区域彼此进行合并。

[0137] 另外,在以上所述的各实施例中,使用规定色调特征量的平均值和方差的估计结果作为上述算式(1)的总体参数进行运算,但是,也可以通过除此以外的方法进行区域分割

处理。具体而言,例如,根据 IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, VOL. 10, NO. 2(2001 年 2 月)的“Active Contours Without Edges”所公开的轮廓检测法,仅使用规定色调特征量的平均值的估计结果作为总体参数进行运算,由此,能够得到与以上所述的各实施例大致相同的区域分割处理结果。

[0138] 并且,在以上的各实施例中叙述的一连串处理不限于应用于内窥镜图像,例如,也可以应用于通过胶囊内窥镜而得到的图像,或者,还可以应用于黑白图像等各种医用图像。

[0139] 并且,在以上所述的各实施例中,以使用色调特征量作为特征量的处理为例进行了说明,但是,也可以根据作为分割对象的构造成分,适当选择色调特征量以外的其他特征量,或者适当组合使用色调特征量和该其他特征量进行处理。具体而言,作为所述其他特征量,例如可以使用将公知的 Gabor 滤波器应用于图像而得到的 Gabor 特征的构造特征量等。

[0140] 并且,在以上所述的各实施例中,可以使用按照每个像素计算出的色调特征量进行处理,或者,也可以使用按照由多个像素(例如 4×4 像素)构成的小区域计算出的色调特征量进行处理。

[0141] 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。

[0142] 本申请以 2010 年 4 月 12 日在日本申请的日本特愿 2010-91671 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。

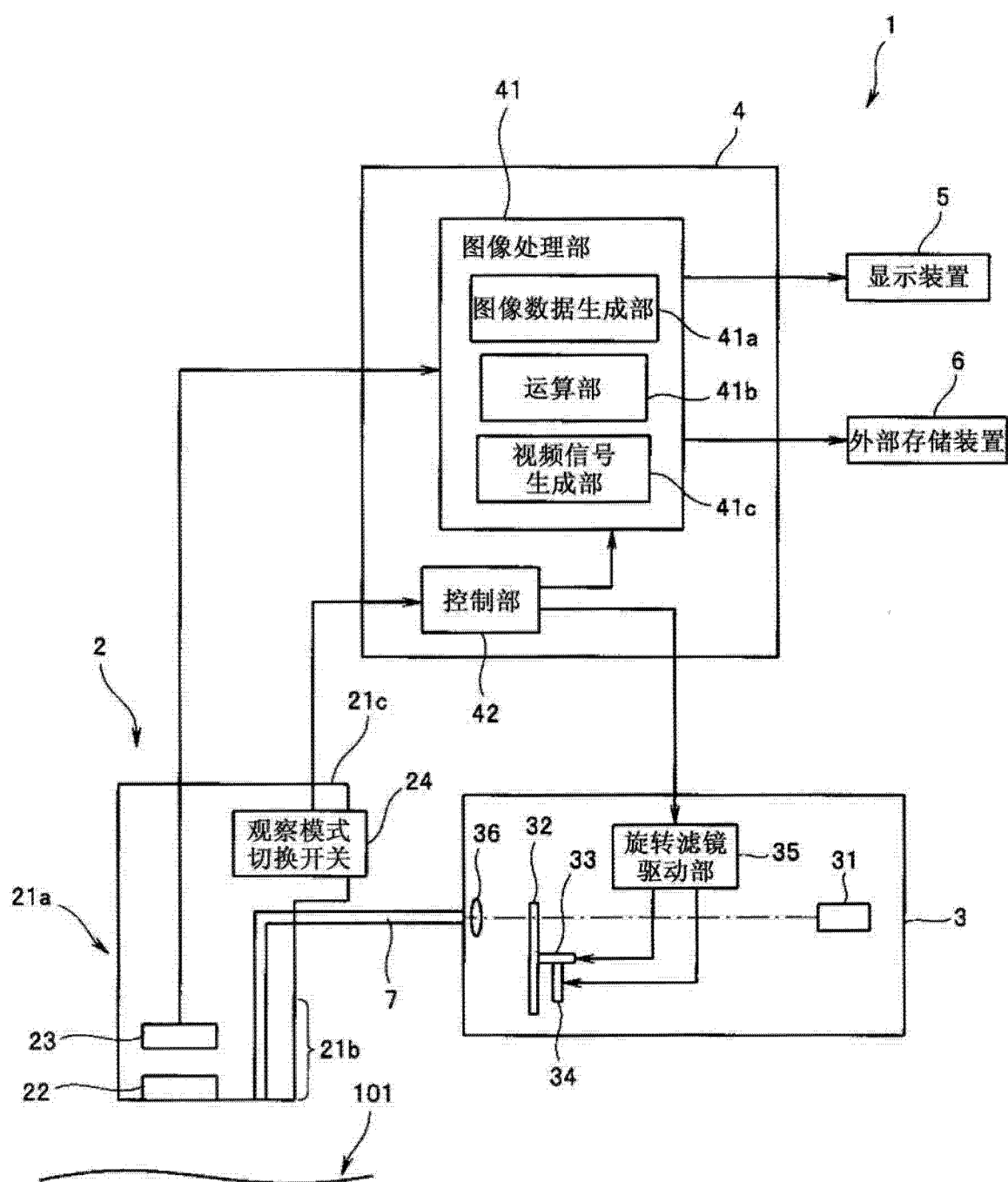


图 1

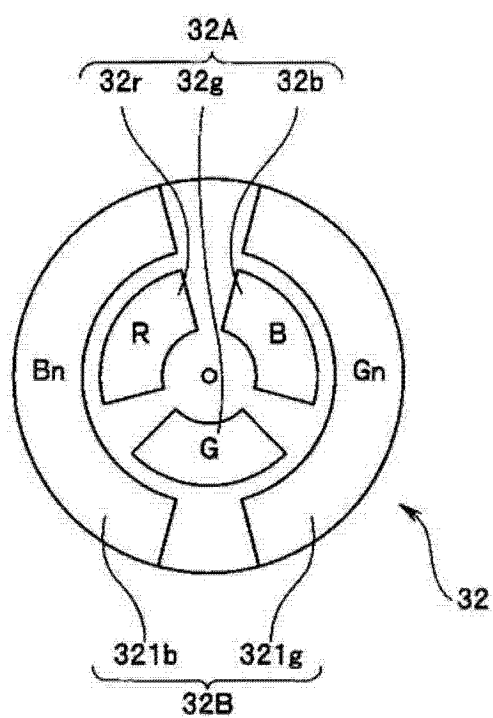


图 2

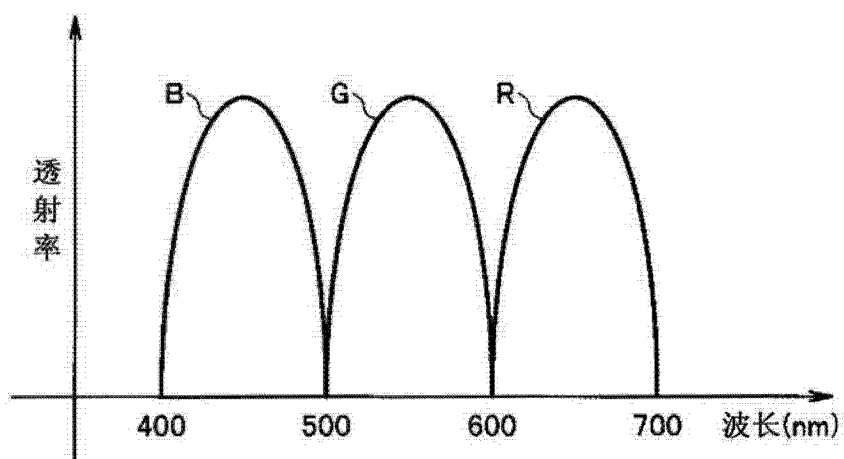


图 3

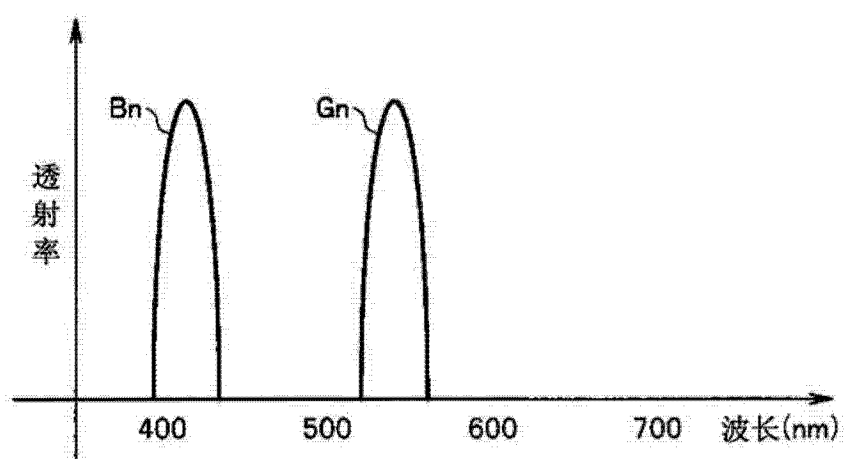


图 4

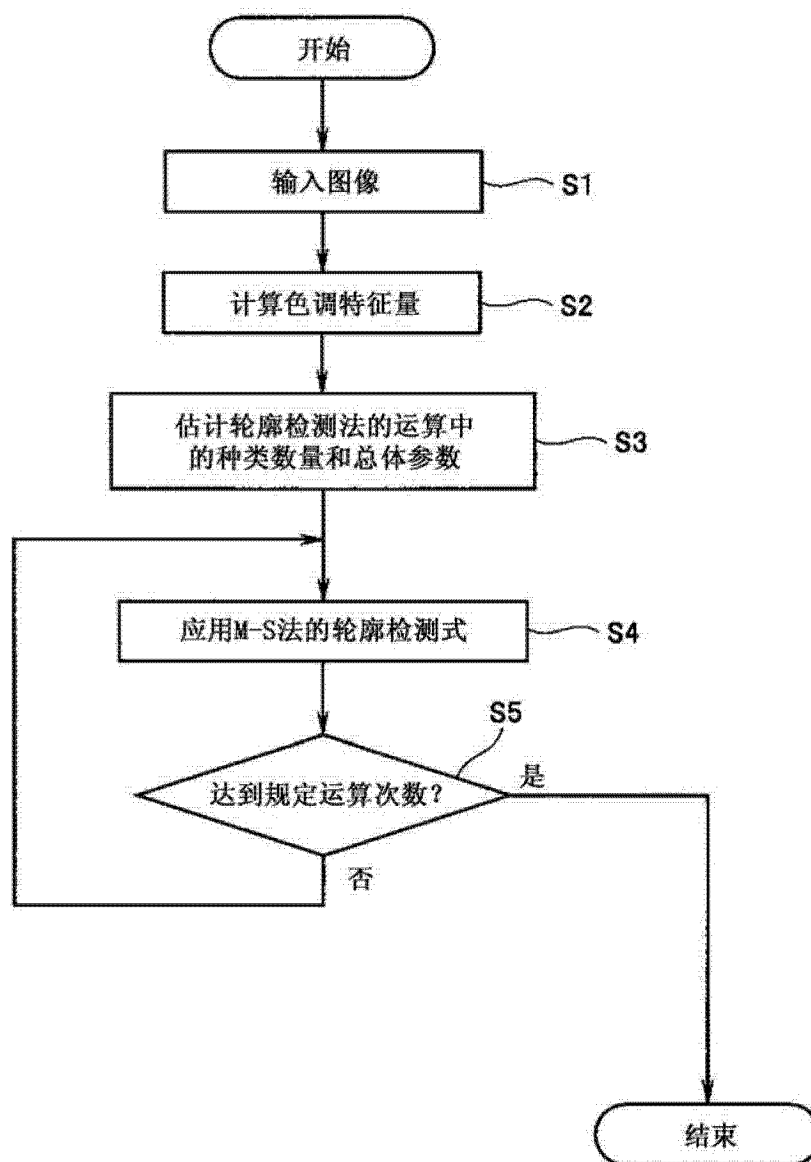


图 5

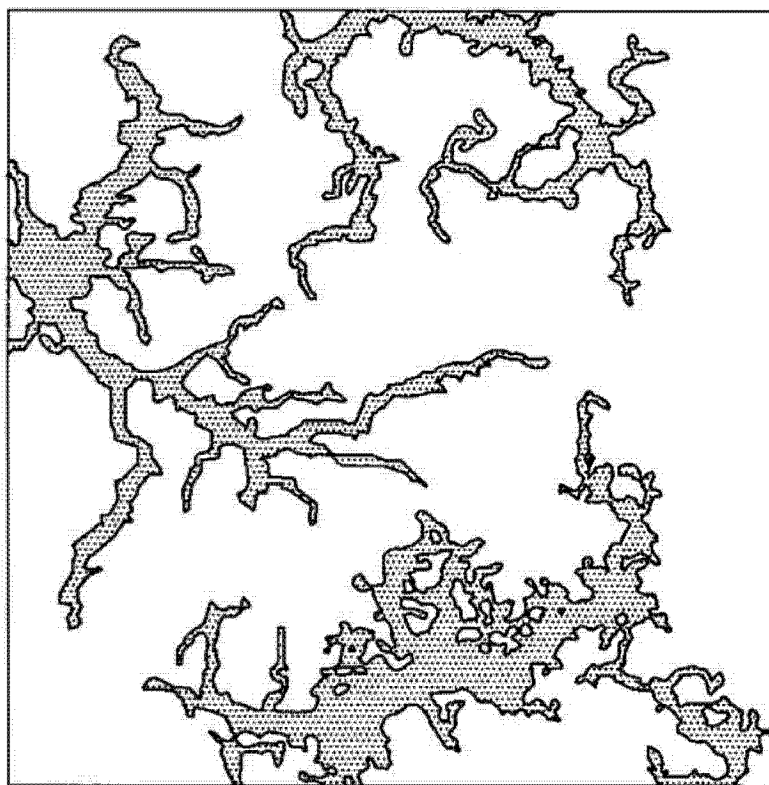


图 6

0	0	-1	0	0
0	0	0	0	0
-1	0	5	0	-1
0	0	0	0	0
0	0	-1	0	0

图 7

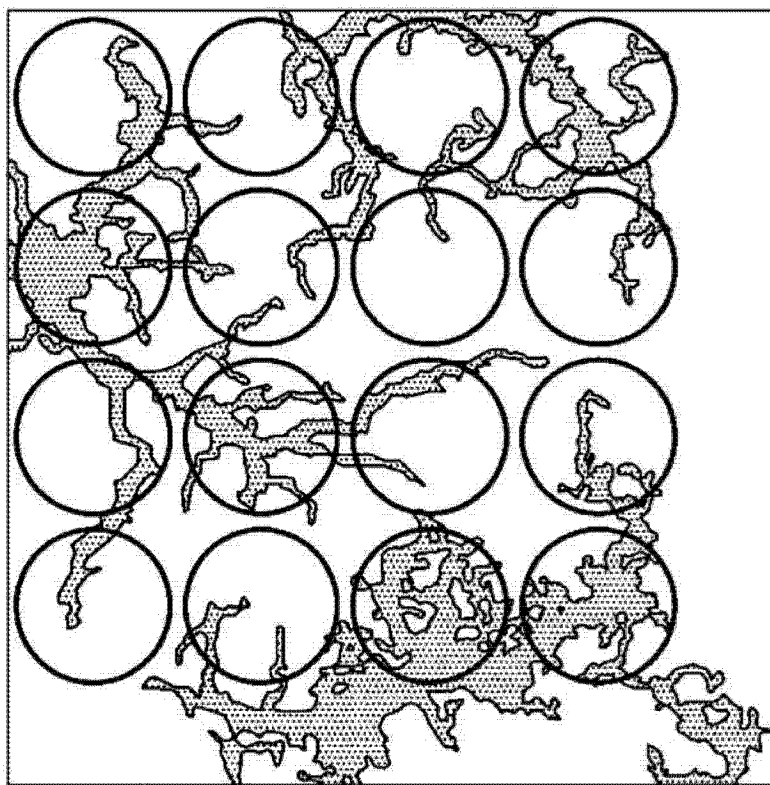


图 8

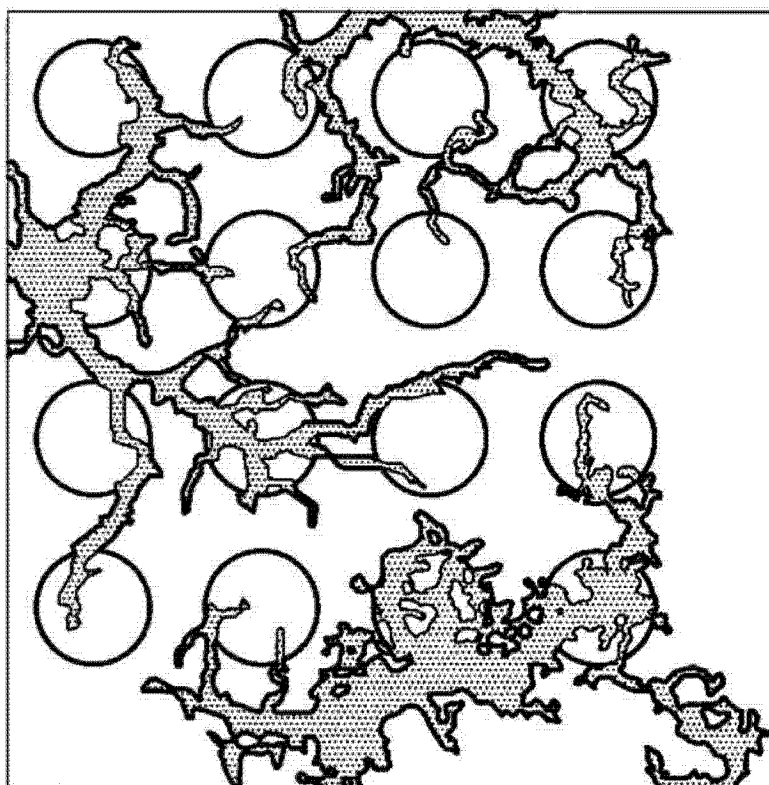


图 9

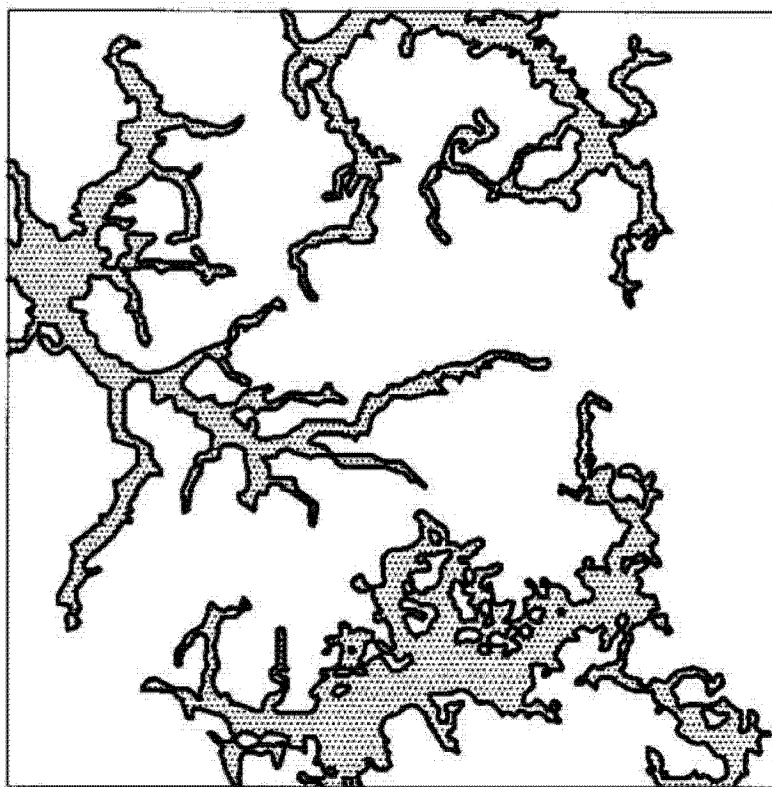


图 10

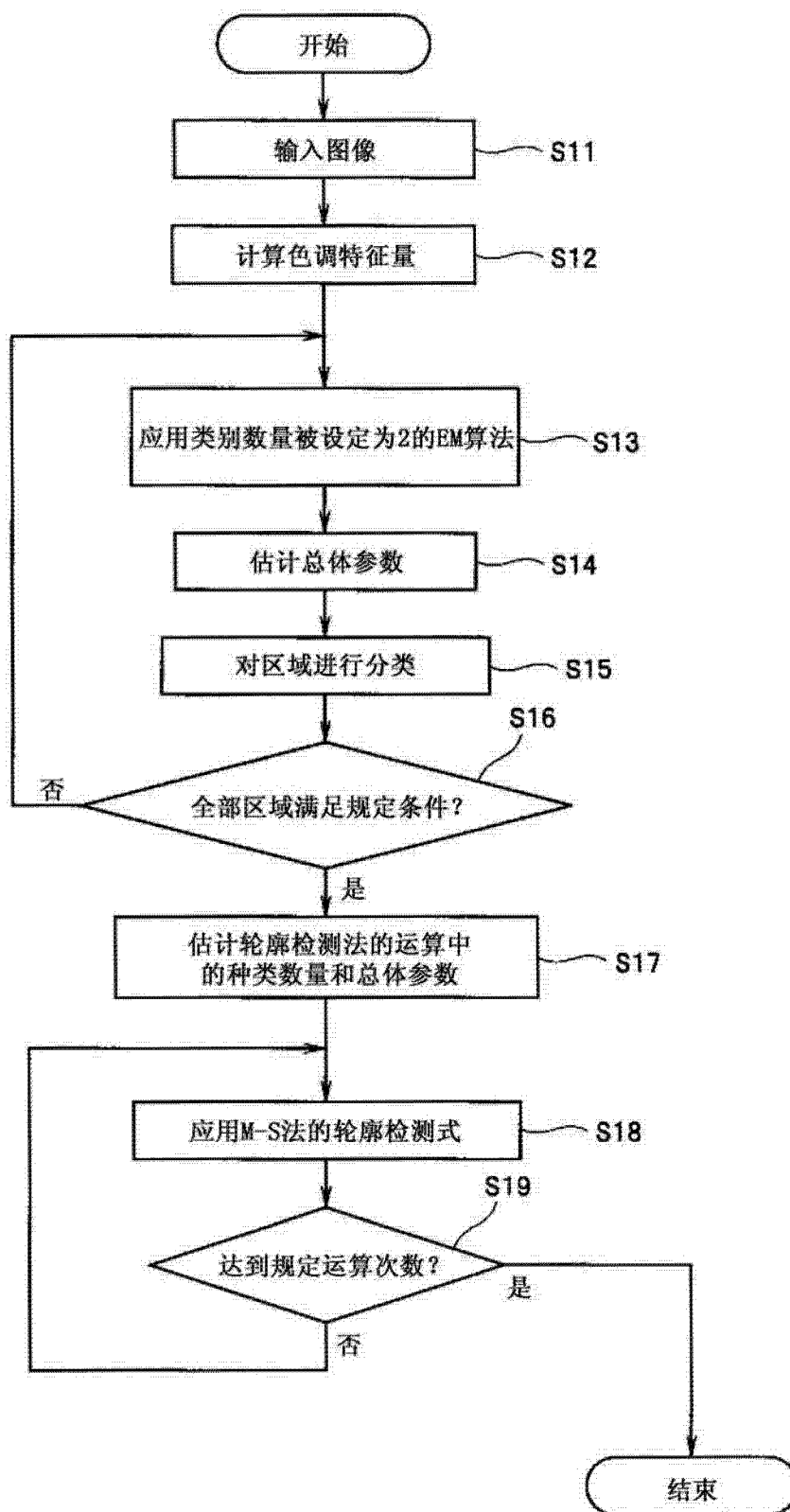


图 11

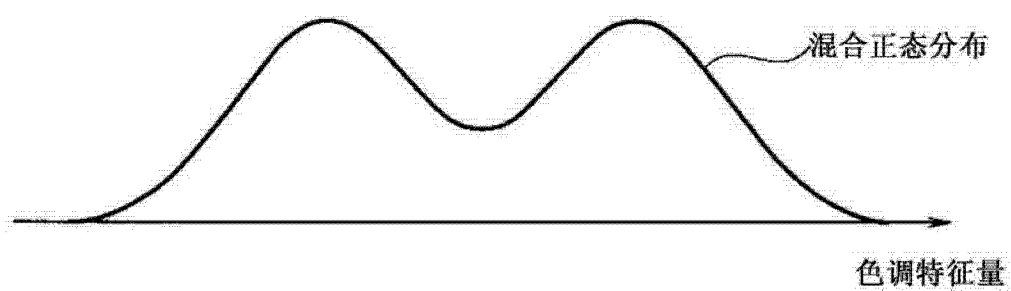


图 12

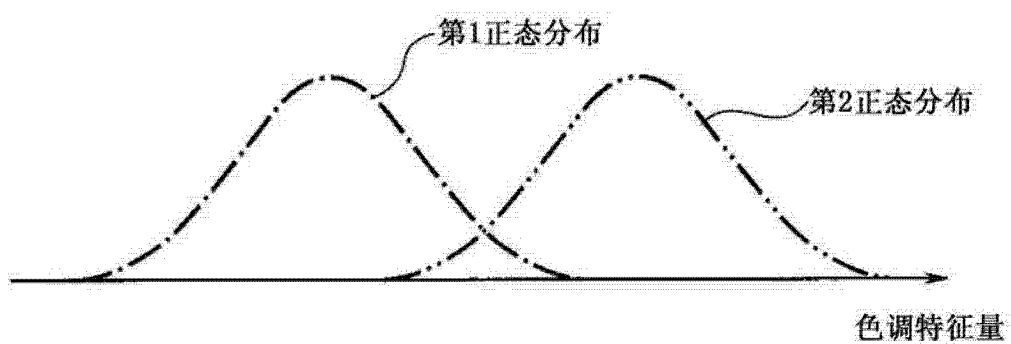


图 13

专利名称(译)	医用图像处理装置和医用图像处理方法		
公开(公告)号	CN102724909A	公开(公告)日	2012-10-10
申请号	CN201180007618.5	申请日	2011-03-17
[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	西村博一 田中健一 登本悠介		
发明人	西村博一 田中健一 登本悠介		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G06T7/00		
CPC分类号	G06T7/0081 A61B1/00009 G06T7/0089 G06T2207/10068 G02B26/008 G06T2207/30028 G06T2207/20116 A61B1/05 G06T7/11 G06T7/149		
代理人(译)	李辉		
优先权	2010091671 2010-04-12 JP		
其他公开文献	CN102724909B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的医用图像处理装置能够对医用图像进行区域分割处理，该医用图像处理装置具有：特征量计算部，其从所述医用图像中计算至少1个特征量；种类设定部，其根据由所述特征量计算部计算出的特征量，在所述医用图像中设定多个种类；总体参数设定部，其根据由所述特征量计算部计算出的特征量，按照分别被分类为由所述种类设定部设定的种类的所述医用图像的各区域设定总体参数；以及区域分割部，其根据分布模型对所述医用图像进行区域分割处理，所述分布模型是依照由所述种类设定部设定的种类的数量和由所述总体参数设定部设定的总体参数来规定的。

