

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/04 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580039754.7

[45] 授权公告日 2009 年 7 月 22 日

[11] 授权公告号 CN 100515318C

[22] 申请日 2005.12.8

[21] 申请号 200580039754.7

[30] 优先权

[32] 2004.12.10 [33] JP [31] 359054/2004

[32] 2004.12.13 [33] JP [31] 360319/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/022562 2005.12.8

[87] 国际公布 WO2006/062163 日 2006.6.15

[85] 进入国家阶段日期 2007.5.21

[73] 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 西村博一 长谷川润 田中秀树

井上凉子 野波徹绪

[56] 参考文献

JP2000-155840A 2000.6.6

CN1513421A 2004.7.21

审查员 刘广达

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

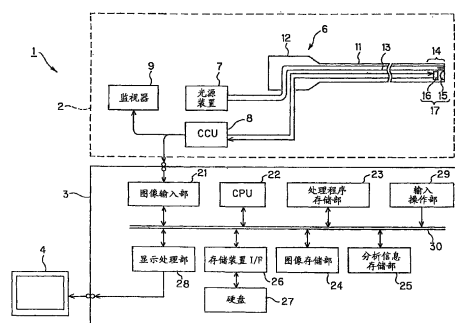
权利要求书 2 页 说明书 34 页 附图 27 页

[54] 发明名称

医用图像处理方法

[57] 摘要

本发明提供一种医用图像处理方法，该方法对拍摄了活体粘膜的医用图像进行图像处理，该医用图像处理方法包括：边界信息检测步骤，其从医用图像中检测相当于活体粘膜的边界部分的边界信息；以及粘膜性状检测步骤，其根据在边界信息检测步骤中检测的边界信息，检测是否存在性状不同的活体粘膜。



1. 一种医用图像处理方法，该方法对拍摄了活体粘膜的医用图像进行图像处理，其特征在于，该医用图像处理方法包括：

边界信息检测步骤，其从所述医用图像中检测相当于所述活体粘膜的边界部分的边界信息；以及

粘膜性状检测步骤，其根据在所述边界信息检测步骤中检测的边界信息，检测是否存在性状不同的活体粘膜。

2. 根据权利要求1所述的医用图像处理方法，其特征在于，该医用图像处理方法还包括：输入步骤，其将拍摄了所述活体粘膜的一个以上的医用图像输入用于检测所述边界信息的图像处理装置。

3. 根据权利要求1所述的医用图像处理方法，其特征在于，该医用图像处理方法还包括：形状信息检测步骤，其根据在所述边界信息检测步骤中检测的边界信息，检测所述边界部分的形状信息。

4. 根据权利要求1所述的医用图像处理方法，其特征在于，该医用图像处理方法还包括：孤立区域检测步骤，其根据在所述边界信息检测步骤中检测的边界信息，检测局部地存在于一个区域内，与另一个区域相孤立的孤立区域。

5. 根据权利要求1所述的医用图像处理方法，其特征在于，该医用图像处理方法还包括：

区域设定步骤，其根据在所述边界信息检测步骤中检测的边界信息，设定包括边界的局部区域；以及

特征量计算步骤，其在所述局部区域中，根据所述边界两侧的两个区域来计算特征量。

6. 根据权利要求1所述的医用图像处理方法，其特征在于，所述边界信息检测步骤包括用于检测所述活体粘膜的轮廓的轮廓检测步骤。

7. 根据权利要求3所述的医用图像处理方法，其特征在于，所述形状信息检测步骤检测所述边界信息中基于边界形状的复杂性的信息。

8. 根据权利要求1所述的医用图像处理方法，其特征在于，所述边

界信息检测步骤包括用于进行二值化的二值化步骤、和用于生成细线化的粘膜边界像的细线化步骤。

9. 根据权利要求3所述的医用图像处理方法, 其特征在于, 所述形状信息检测步骤根据是否从所述边界信息的边界形状检测到一个以上的弯曲的曲折点, 来检测是否存在性状不同的活体粘膜。

10. 根据权利要求6所述的医用图像处理方法, 其特征在于, 所述轮廓检测步骤包括应用滤波的滤波步骤, 该滤波用于抽出活体粘膜的边界部分。

11. 根据权利要求1所述的医用图像处理方法, 其特征在于, 所述边界信息检测步骤检测与食道粘膜和胃粘膜的边界相关的信息, 作为所述边界信息。

12. 根据权利要求1所述的医用图像处理方法, 其特征在于, 所述粘膜性状检测步骤检测存在于食道和胃粘膜的边界附近的巴瑞特粘膜, 作为性状不同的活体粘膜。

13. 根据权利要求4所述的医用图像处理方法, 其特征在于, 所述孤立区域检测步骤包括判定步骤, 该判定步骤判定所检测的孤立区域的粘膜是否是与所述另一个区域的粘膜相同类型的粘膜。

14. 根据权利要求13所述的医用图像处理方法, 其特征在于, 所述判定步骤包括特征量计算步骤, 该特征量计算步骤对所检测的所述孤立区域, 计算与所述另一个区域的粘膜具有的明亮度或色调相关的特征量。

15. 根据权利要求14所述的医用图像处理方法, 其特征在于, 所述判定步骤包括对所述计算出的特征量与阈值进行比较的比较步骤。

16. 根据权利要求1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。

17. 根据权利要求1所述的医用图像处理方法, 其特征在于, 所述医用图像是胶囊型内窥镜图像。

医用图像处理方法

技术领域

本发明涉及识别从食道到胃的边界附近的粘膜组织等的性状的医用图像处理方法。

背景技术

近年来，使用内窥镜进行内窥镜检查等的内窥镜装置，在医疗用领域和工业用领域中被广泛采用。在医疗用领域中，例如将内窥镜的插入部插入体腔内，来观察检查对象部位，由此诊断检查对象部位属于正常状态还是性状已变化的性状变化状态。

在这种情况下，可以从内窥镜图像通过图像处理进行属于正常状态还是性状变化状态的判定，手术医生通过重点诊断该判定结果的部位，可以进行有效诊断。

例如，作为以往的示例，日本国特开 2000—155840 号公报记载了减小摄像条件的影响，根据性状变化部位和正常部位的边界形状的相关信息，来计算特征量。

但是，上述以往示例由于边界形状的相关信息是边界处的浓度梯度的方向变化，所以特别是在边界的形状自身具有特征的情况下，有可能不易检测成为检测对象的性状变化部。

巴瑞特（Barrett）粘膜是在食道和胃的接合部（粘膜边界），由于倒流性食道炎等的影响，食道的扁平上皮被置换为胃的粘膜而形成的。在巴瑞特粘膜距正常的粘膜边界 3cm 以上、并且产生于整个食道管腔断面的情况下，被诊断为巴瑞特食道这样的疾病。

巴瑞特食道特别在欧美有所增加，并且以较高的概率产生腺癌，已成为重大问题，所以尽早发现巴瑞特粘膜非常重要。

巴瑞特粘膜不仅产生于整个食道，有时也局部发展并产生舌状或 Z

字状的粘膜边界像（也被称为 Z 形线）。

并且，在巴瑞特粘膜中残留有孤立成岛状的食道的扁平上皮，在不能发现舌状等的边界观察结果时，有时也可以诊断巴瑞特粘膜。而且，食道的扁平上皮相对呈现白色调，巴瑞特粘膜呈现红色调。

并且，在上述以往示例中，在图像中存在暗部时，有可能不易检测成为检测对象的性状变化部位。

在从食道到靠近胃的边界附近的内窥镜检查中，在从管腔形状的食道到其深处的胃的部分中，例如图像中存在暗部的情况较多，在以往示例中，由于这种暗部等，有可能不能进行更加合适的判定或检测。即，在反 γ 校正和黑斑校正等预处理中，通过使暗部的一部分变明亮等，有可能得到改善，但是可以说不能消除暗部。因此，由于暗部等区域，不能提高图像处理结果的精度。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而完成的，其目的在于，提供一种可以通过图像处理检测巴瑞特粘膜等成为检测对象的性状变化粘膜的医用图像处理方法。

本发明的第一方式的医用图像处理方法对拍摄了活体粘膜的医用图像进行图像处理，其特征在于，该方法包括：边界信息检测步骤，其从所述医用图像中检测相当于所述活体粘膜的边界部分的边界信息；以及粘膜性状检测步骤，其根据在所述边界信息检测步骤中检测的边界信息，检测是否存在性状不同的活体粘膜。

根据上述结构，根据在边界信息检测步骤中检测的边界信息，检测是否存在性状不同的活体粘膜，由此可以检测有无食道粘膜已变性的巴瑞特粘膜等性状变化粘膜。

并且，本发明的第二方式的医用图像处理方法对与拍摄了活体粘膜的两种颜色以上的医用图像对应的图像信号进行图像处理，其特征在于，该方法包括：第 1 步骤，其进行从所述医用图像的检测对象中去除不合适的像素，并设定处理对象区域的处理；第 2 步骤，其进行至少对所述

处理对象区域的一个以上的每个像素数，计算色调特征量的处理；以及第3步骤，其进行根据所计算的所述色调特征量，来检测特定的活体粘膜的存在的处理。

根据上述结构，可以通过图像处理，从边界部分的形状、像素的色调等中检测巴瑞特粘膜等成为检测对象的性状变化粘膜，而且不受图像中的暗部等不合适部分的影响。

附图说明

图1是表示具有本发明的实施例1的图像处理方法的功能的内窥镜系统的结构的方框图。

图2是表示按照处理程序由CPU生成边界坐标点列的处理功能的结构的方框图。

图3是表示按照处理程序由CPU生成粘膜边界检测结果的处理功能的结构的方框图。

图4是表示由CPU处理的处理步骤的流程图。

图5A是表示设定了从原图像抽取的边缘的图像示例的图。

图5B是表示设定了从原图像进行形状判定的控制点的图像示例的图。

图6是表示从边界坐标点列确定曲折点的处理步骤的流程图。

图7是图6的处理步骤中计算曲折点的顶点评价值的说明图。

图8是表示从曲折点的候选点确定曲折点的处理步骤的流程图。

图9是从曲折点的候选点列确定曲折点的说明图。

图10是基于移动平均的边界坐标点列的平滑化的说明图。

图11是表示本发明的实施例2的按照处理程序，由CPU生成粘膜边界检测结果的处理功能的结构的方框图。

图12是表示由CPU处理的处理步骤的流程图。

图13A是表示原图像的图像示例的图。

图13B是表示在图13A的原图像中设定有边界坐标点列的图像的图。

图 14 是表示本发明的实施例 3 的按照处理程序, 由 CPU 生成粘膜边界检测结果的处理功能的结构的方框图。

图 15 是表示由 CPU 处理的处理步骤的流程图。

图 16A 是表示设定了从原图像抽取的边缘的图像的图。

图 16B 是表示在图 16A 的图像的边界坐标点列上设定的局部区域等的图。

图 17 是表示具有第 1 变形例的内窥镜系统的主要部分的图。

图 18 是表示具有第 2 变形例的胶囊型内窥镜系统的结构的方框图。

图 19 是表示具有本发明的实施例 4 的图像处理方法的的功能的内窥镜系统的结构的方框图。

图 20 是表示用于实现实施例 4 的图像处理方法的处理功能和所使用图像等的图。

图 21 是表示删除不需要区域的不需要区域删除处理的处理内容的流程图。

图 22A 是表示原图像的示例的图。

图 22B 是表示从图 22A 的原图像生成的不需要区域删除图像的图。

图 22C 是表示从图 22B 的不需要区域删除图像通过色调特征量的计算处理所生成的色调处理图像的图。

图 22D 是表示从图 22C 的色调处理图像所生成的区域标示图像的图。

图 23 是表示区域标示的处理内容的流程图。

图 24 是表示粘膜特征量计算的处理内容的流程图。

图 25 是表示具有实施例 4 的第 1 变形例的内窥镜系统的结构的一部分的图。

图 26 是表示用于实现实施例 4 的第 2 变形例的图像处理方法的处理功能和所使用图像等的图。

图 27 是表示划分为矩形小区域的图像示例的图。

图 28 是表示第 2 变形例的粘膜特征量计算的处理内容的流程图。

图 29 是表示用于实现本发明的实施例 5 的图像处理方法的处理功能

和所使用图像等的图。

图 30 是表示存储粘膜信息的环缓冲器的图。

图 31 是表示粘膜确定的处理的流程图。

图 32A 是表示用于实现本发明的实施例 6 的图像处理方法的处理功能和所使用图像的图。

图 32B 是表示用于实现在图 32A 的处理之后进行的图像处理方法的处理功能和所使用图像等的图。

图 33 是表示划分为矩形小区域图像组的图像的图。

图 34 是表示处理对象区域确定的处理内容的流程图。

图 35 是根据所检测的暗部区域确定处理对象区域的说明图。

图 36 是表示所检测的暗部的图像示例的图。

图 37 是表示实施例 6 的变形例的具有胶囊型内窥镜的胶囊型内窥镜系统的结构的方框图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的各个实施例。

（实施例 1）

参照图 1～图 10 说明本发明的实施例 1。

图 1 所示的内窥镜系统 1 由内窥镜观察装置 2、图像处理装置 3 和显示监视器 4 构成，所述图像处理装置 3 由个人计算机等构成，对通过该内窥镜观察装置 2 得到的图像进行图像处理，所述显示监视器 4 显示通过该图像处理装置 3 进行图像处理后的图像。

内窥镜观察装置 2 具有：插入体腔内的内窥镜 6；对该内窥镜 6 提供照明光的光源装置 7；对内窥镜 6 的摄像单元进行信号处理的摄像机控制单元（简称为 CCU）8；监视器 9，其被输入从该 CCU 8 输出的影像信号，由此显示通过摄像元件拍摄的内窥镜图像。

内窥镜 6 具有插入体腔内的插入部 11、和设于该插入部 11 的后端的操作部 12。并且，在插入部 11 内插通着传送照明光的光导管 13。

该光导管 13 的后端连接光源装置 7。并且，从该光源装置 7 提供的

照明光通过光导管 13 被传送，从安装于照明窗上的前端面射出所传送的照明光，所述照明窗设在插入部 11 的前端部 14 上。患部等被摄体被该照明光照明。

摄像装置 17 由安装在与照明窗相邻的观察窗上的物镜 15、和配置在该物镜 15 的成像位置上的作为固体摄像元件的例如电荷耦合元件（简称为 CCD）16 构成。并且，在该 CCD 16 的摄像面上成像的光学像通过该 CCD16 进行光电转换。

该 CCD16 通过信号线与 CCU 8 连接，并被施加来自该 CCU 8 的 CCD 驱动信号，由此 CCD 16 输出光电转换后的图像信号。该图像信号通过 CCU 8 内的影像处理电路进行信号处理，被转换为影像信号。该影像信号被输出给监视器 9，在监视器 9 的显示面上显示对应影像信号的由 CCD 16 拍摄的图像，作为内窥镜图像。该影像信号也被输入图像处理装置 3。

在本实施例中，内窥镜 6 在进行下述内窥镜检查时使用，其插入部 11 的前端部 14 被从口部插入，从食道一直插入到胃的边界附近，检查在该边界附近是否存在巴瑞特粘膜，该巴瑞特粘膜是成为检测对象粘膜的食道正常粘膜（具体地讲是扁平上皮）由于变性而呈现出胃粘膜部分的性状的粘膜（在本说明书中也称为性状变化粘膜）。

该情况时，与拍摄了体内的活体粘膜表面的内窥镜图像对应的影像信号也被输入图像处理装置 3，通过以下说明的图像处理方法，对该影像信号进行是否存在巴瑞特粘膜的检测（判定）处理。

该图像处理装置 3 具有：图像输入部 21，其输入与从内窥镜观察装置 2 输入的内窥镜图像对应的影像信号；中央运算处理装置（简称为 CPU）22，其对从该图像输入部 21 输入的图像数据进行图像处理；以及处理程序存储部 23，其存储使该 CPU 22 执行图像处理的处理程序（控制程序）。

并且，该图像处理装置 3 还具有：图像存储部 24，其存储从图像输入部 21 输入的图像数据等；分析信息存储部 25，其存储通过 CPU 22 处理的分析信息等；作为存储装置的硬盘 27，其通过存储装置接口 26 存储通过 CPU 22 处理后的图像数据和分析信息等；显示处理部 28，其进行用于显示通过 CPU 22 处理后的图像数据等的显示处理；以及输入操作部

29, 其由用户进行图像处理的参数等数据的输入和指示操作的键盘等构成。

并且, 通过该显示处理部 28 生成的影像信号被输出给显示监视器 4, 在该显示监视器 4 的显示面上显示图像处理后的处理图像。另外, 图像输入部 21、CPU 22、处理程序存储部 23、图像存储部 24、分析信息存储部 25、存储装置接口 26、显示处理部 28、以及输入操作部 29 通过数据总线 30 相互连接。

在本实施例中, 如图 2 和图 3 所示, 通过存储在处理程序存储部 23 中的处理程序 A 和处理程序 B 的处理, CPU 22 对于检测对象粘膜, 进行检测(判定)性状与正常粘膜不同的作为性状变化粘膜的巴瑞特粘膜的图像处理。图 2 的处理程序 A 进行从原图像 31 生成边缘检测图像 32, 并生成边界坐标点列 33 的处理。并且, 针对该边界坐标点列 33, 按照图 3 所示的处理程序 B 进行生成粘膜边界检测结果 34 的处理。

如图 2 所示, 进行处理程序 A 的 CPU 22 具有轮廓抽出滤波部 35 的功能, 对原图像 31 进行轮廓抽出滤波, 并生成边缘检测图像 32。即, 在成为判定对象的部位, 在正常粘膜和变性粘膜中, 图像数据的 R、G、B 浓度值不同。因此, 通过检测或抽出轮廓(边缘), 可以检测正常粘膜和变性粘膜的边界。该图像数据的 RGB 的浓度值为公知的反 γ 校正后的值。

轮廓抽出滤波部 35 通过应用公知的带通滤波器和公知的边缘检测滤波器(例如 Prewitt 操作器、Sobel 操作器), 生成边缘检测图像 32。作为该边缘检测滤波器, 在田村秀行著、总研出版的文献 1:《コンピュータ画像入門》的第 120~122 页中有详细记述。

并且, 进行处理程序 A 的 CPU 22 具有: 二值化处理部 36, 其对边缘检测图像 32 进行二值化处理; 细线化处理部 37, 其在该二值化处理后进行细线化处理; 端点抽出部 38, 其在该细线化处理后进行端点抽出; 以及连接线段抽出部 39, 其在抽出该端点后, 进行连接线段抽出, 生成边界坐标点列 33。

二值化处理部 36 对边缘检测图像 32 设定规定的阈值 θ , 通过把大于等于该阈值 θ 的像素设为 1、把小于规定阈值的像素设为 0, 生成二值化

图像。

并且，细线化处理部 37 针对二值化处理后的图像，生成把线的像素值设为 1、把背景的像素值设为 0 的细线化图像。细线化处理部 37 可以使用公知方法作为 Hildlich 的细线化方法，在能够保持像素的连接性的情况下，进行把该像素的像素值设为 0 来减小线宽的处理。

关于 Hildlich 的细线化方法，在文献 2：“软件库刊：C MAGAZINE 2000 年第 9 期的‘画像処理を極めるアルゴリズムラボ’”的第 123～129 页中有详细记述。

并且，端点抽出部 38 针对通过细线化处理部 37 进行了细线化处理的图像，沿着画面的扫描方向以 3×3 图案依次获取像素的数据。在所获取的图案的中心像素值为“1”，而且周围上下左右倾斜的像素值＝“1”的像素只有一个时，把该中心点的像素判定为端点，换言之判定为边界点。

并且，连接线段抽出部 39 把一个端点（边界点）作为出发点，对细线化图像进行跟踪处理，从而求出边界坐标点列。

该跟踪处理可以通过公知的边界线跟踪处理来实现，在田村秀行著、总研出版的文献 3：《コンピュータ画像入門》的第 84～85 页中有详细记述。

并且，进行图 3 所示处理程序 B 的 CPU 22 具有曲折点检测部 41 和形状评价部 42 的功能，所述曲折点检测部 41 对边界坐标点列 33 进行曲折点（弯曲点）的检测，所述形状评价部 42 对检测有该曲折点的边界坐标点列 33 进行形状评价，从而得出粘膜边界检测结果 34。

形状评价部 42 在如后面所述检测到满足条件的曲折点时，在满足条件的曲折点的数量大于等于规定值时，判断是性状变化粘膜边界，在不存在曲折（弯曲）的凹凸时，即满足条件的曲折的方向只是一个方向时，判断不是性状变化粘膜边界。

下面，根据图 4 的处理流程说明巴瑞特边界判定的图像处理方法，该方法按照图 2 和图 3 的处理程序 A 和 B，判定是否是成为判定对象的特定粘膜，具体地讲，是否是（作为食道正常粘膜的扁平上皮已变性的

作为变性粘膜的)巴瑞特粘膜的边界。

在图像处理装置3的动作开始后,CPU 22 读出处理程序存储部 23 的处理程序,开始基于该处理程序的处理。

即,执行图2所示的处理程序A的功能。更加具体地讲,如图4所示,CPU 22 在最初的步骤S1中,从内窥镜观察装置2的CCU 8获取经过图像输入部21输入的作为原图像31的图像数据。

并且,在后面的步骤S2中,CPU 22 对该图像数据进行上述公知的边缘检测处理,作为轮廓抽出滤波处理,生成边缘检测图像32。图5A表示边缘检测图像32。另外,在通过图1所示的直视型内窥镜6得到的拍摄了管腔状的食道内部的图像中,管腔的深部侧(胃侧部分)为暗部。并且,图5A的图像中的暗部对应于胃的入口附近的贲门附近。

在后面的步骤S3中,CPU 22 对该边缘检测图像32进行上述的二值化处理,并进行细线化处理和端点抽出(获取边界)。

在后面的步骤S4中,CPU 22 对所获取的边界进行跟踪处理,获得沿着边界的坐标点列、即边界的坐标点列。

然后,CPU 22 进行图3的处理程序B的处理。即,CPU 22 对在步骤S4中生成的边界的坐标点列,按照步骤S5所示,根据边界上的各点的顶点评价值A,计算例如N个曲折的曲折点。

该曲折点的计算处理将在后面使用图6叙述,但使用图7简单说明如下,抽出(设定)以边界上的各点为中心的其前后 $L/2$ 长的曲线,计算其始点与终点的直线距离(弦长)作为顶点评价值 $A(j)$,把其h点前后的小于顶点评价值 $A(j-h)$ 和 $A(j+h)$ 的点作为曲折点的候选,从这些候选中确定曲折点。

在后面的步骤S6中,CPU 22 分别把表示控制点的数量的参数k和曲折点的参数i初始化为0、1,开始判定是否存在成为检测对象的性状变化粘膜的处理。

在将参数i、k初始化后,在后面的步骤S7中,CPU 22 在所计算出的曲折点(i)中,进行其评价值B是否小于规定阈值thr的判定。该情况下,CPU 22 计算顶点评价值 A/L 作为评价值B,并进行曲折点(i)中

的该评价值 B 是否小于规定阈值 thr 的判定。

CPU 22 对曲折点 (i) 中的所计算的评价值 B ，预先进行正常粘膜和性状已变化的性状变化粘膜的判定，更加具体地讲，利用从通过诊断确定的扁平上皮和巴瑞特粘膜分别取样的取样数据，与作为识别它们的基准值所设定的 thr 比较，从而进行判定。

并且，在满足评价值 $B < thr$ 的条件时，在步骤 S8 中，CPU 22 获取该曲折点 (i) 作为控制点 M ，将参数 k 的值增加 1。并且，在不满足评价值 $B < thr$ 的条件时，转入步骤 S9。

在步骤 S9 中，CPU 22 通过判定参数 i 是否是最后的曲折点、即 i 是否是 N ，判定是否已对所有曲折点进行步骤 S7 和 S8 的处理。并且，在没有对所有曲折点进行步骤 S7 和 S8 的处理时，按照步骤 S10 所示，将参数 i 增加 1，返回步骤 S6。

这样，CPU 22 通过对所有曲折点进行步骤 S7 和 S8 的处理，按照图 5B 所示设定控制点，所以转入步骤 S11。

在该步骤 S11 中，CPU 22 进行控制点数量的参数 k 是否大于 1 的判定。在判定该参数 k 大于 1 时，在后面的步骤 S12 中，CPU 22 进行控制点的配置在管腔的半径方向是否有凹凸的判定。

如图 5B 所示，在控制点未形成同心圆状，而在管腔的半径方向配置成凹凸形状的情况下，按照步骤 S13 所示，CPU 22 判定是巴瑞特粘膜的边界、即巴瑞特边界。

另一方面，在步骤 S11 的判定中，在不满足条件 $k > 1$ 时，以及在步骤 S12 的判定中，控制点的配置在管腔的半径方向未呈现凹凸而成为同心圆状时，按照步骤 S14 所示，CPU 22 判定是作为正常粘膜的扁平上皮的边界。这样，可以根据图像数据判定该图像中是否存在巴瑞特粘膜的边界（巴瑞特边界）的可能性。

下面，参照图 6 说明上述步骤 S5 的边界中的曲折点计算的处理。

在步骤 S21 中，CPU 22 获取由 N_p 个点构成的边界坐标点列。

在步骤 S22 中，CPU 22 进行与成为处理对象的边界坐标点列的最小点数的阈值 V_{min} 的比较。并且，如果 $N_p > V_{min}$ ，则转入步骤 S23，否

则，视为不属于处理对象而结束。

在后面的步骤 S23 中，CPU 22 计算各点的曲折点的顶点评价值 $A(j)$ ($1 \leq j \leq N_p$)。关于步骤 S23 的具体情况将在后面叙述。

在步骤 S24 中，将 j 初始化，在步骤 S25 中，CPU 22 把点 $P(j)$ 作为对象点，获取该对象点的曲折点的顶点评价值 $A(j)$ 、和从对象点起前后 h 点的点 $P(j-h)$ 、 $P(j+h)$ 的曲折点的顶点评价值 $A(j-h)$ 、 $A(j+h)$ 。值 h 是选择步骤 S26 中的比较对象的参数，在本实施例中，例如 $h=5$ 。关于步骤 S25 的具体情况将在后面叙述。

在步骤 S26 中，CPU 22 进行曲折点的顶点评价值 $A(j)$ 、 $A(j-h)$ 、 $A(j+h)$ 的比较。如果 $A(j) < A(j-h)$ 而且 $A(j) < A(j+h)$ ，则转入步骤 S27，否则转入步骤 S29。关于步骤 S26 的具体情况将在后面叙述。

在步骤 S27 中，CPU 22 进行与限制曲折检测用的曲折大小的阈值 V_c 的比较。如果 $A(j)/L < V_c$ ，则转入步骤 S28，否则结束该处理。

在步骤 S28 中，CPU 22 检测对象点 $P(j)$ 作为曲折点的候选点，把该信息存储在分析信息存储部 25 等中。

在步骤 S29 中，如果对象点 $P(j)$ 是边界坐标点列的最后点即 $j=N_p$ ，则 CPU 22 在步骤 S30 中确定曲折点并结束处理，如果 $j \neq N_p$ ，则转入步骤 S31。

在步骤 S31 中，CPU 22 将对象点更新为 $j=j+1$ ，重复步骤 S25~S29 所示的一系列处理。

图 9 表示步骤 S30 中的曲折点的确定处理的流程，但将在后面具体叙述。

下面，具体说明在步骤 S23 中计算曲折点的顶点评价值 A 的方法，和在步骤 S25、步骤 S26 中使用曲折点的顶点评价值 A 检测曲折点的候选点的处理。

图 7 是用于说明本实施例中的曲折点的顶点评价值 A 的计算方法、和使用曲折点的顶点评价值 A 检测曲折点的候选点的处理的说明图。

作为曲折点的顶点评价值 A 的计算方法，使用文献 4：“‘細線化図形の屈折点検出の一手法’，小山等，电子通信学会研究会资料 PRL80一

107 PP.80—90 (1980)”披露的方法。

CPU 22 对所获取的边界坐标点列的各点,沿着该点列抽出以各点为中心的图 7 中利用实线表示的长度 L 的曲线,计算该曲线的始点与终点的距离(弦长)作为曲折点的顶点评价价值 $A(j)$ 。但是,在点 $P(j)$ 存在于距边界坐标点列的两端为 $[L/2]$ 的范围内而不能抽出长度 L 的曲线时,视为 $A(j) = L$ 。其中, $[]$ 是高斯记号。

并且, CPU 22 在曲折点的候选点的检测处理中,在点 $P(j)$ 存在于距两端为 h 的范围内,点 $P(j-h)$ 、 $P(j+h)$ 不可能成为边界坐标点列上的点时,视为 $A(j-h) = L$ 、 $A(j+h) = L$ 。在点 $P(j)$ 的曲折点的顶点评价价值 $A(j)$ 小于 h 点前的点 $P(j-h)$ 的曲折点的顶点评价价值 $A(j-h)$ 、而且小于 h 点后的点 $P(j+h)$ 的曲折点的顶点评价价值 $A(j+h)$ 时, $P(j)$ 表示比点 $P(j-h)$ 、 $P(j+h)$ 大的曲折特征,所以 CPU 22 检测该 $P(j)$ 作为曲折点的候选点。

对形成边界坐标点列的所有点依次进行该比较评价。在距边界坐标点列的两端为 $[L/2]$ 的范围内,如上所述, $A(j) = L$, 所以被从曲折点的候选点检测中除外。

下面,图 8 表示曲折点的确定处理的处理流程。

在步骤 S41 中, CPU 22 从分析信息存储部 25 中获取通过前述曲折点的候选点的检测处理所检测的曲折点的候选点。在曲折点的候选点相邻连续的情况下,抽出该点列作为一个组(以下称为图案)。在此, CPU 22 把在边界坐标点列中生成的图案数量作为 $N_pattern$ ($1 \leq N_pattern \leq$ 曲折点的候选点数量),计算形成各个图案的曲折点的候选点数量 C_n ($1 \leq n \leq N_pattern$)。

并且,在步骤 S42 中, CPU 22 将表示最初图案的 n 初始化为 1,在步骤 S43 中, CPU 22 获取步骤 S41 所生成的图案中的一个作为对象点 $pattern(n)$ ($1 \leq n \leq N_pattern$)。

如果对象图案 $pattern(n)$ 的曲折点的候选点数量 $C_n = 1$,则 CPU 22 判断其他曲折点的候选点不相邻而是单独存在,并且把该曲折点的候选点确定为曲折点。

如果对象图案 $\text{pattern}(n)$ 的曲折点的候选点数量 $C_n \geq 2$ ，则转入步骤 S44，CPU 22 从对象图案的曲折点的候选点列中确定 1 点作为曲折点。

在步骤 S44 中，CPU 22 将对象图案 $\text{pattern}(n)$ 中 $A(j)$ 为极小的点确定为曲折点。图 9 是表示从曲折点的候选点中确定曲折点的图。

在步骤 S45 中，如果对象图案 $\text{pattern}(n)$ 是最后图案、即 $n = N_{\text{pattern}}$ ，则 CPU 22 结束处理，如果 $n \neq N_{\text{pattern}}$ ，则转入步骤 S46。

在步骤 S46 中，CPU 22 将确定曲折点的对象图案更新为 $n = n + 1$ ，重复步骤 S43~S45 所示的一系列处理。

另外，在边界坐标点列不平滑时，按照上述文献 4 所述，对于在步骤 S21 中获取的边界坐标点列，利用移动平均法使坐标值变平滑。

此处的移动平均法指将点 P 的坐标值设定为坐标点列的前后 $[m/2]$ 点的坐标值的平均值的方法。值 m 是移动平均点数、即用于确定平滑化程度的参数。例如图 10 所示， $m=9$ ，即表示使用 9 点的移动平均的情况。

并且，在距边界坐标点列的两端为 $[L/2]$ 的范围内，假定 $A(j) = L$ ，所以虽然不能检测曲折点的候选点，但在包含于检测对象中时，按照上述专利文献所述，将在步骤 S21 中获取的边界坐标点列的两端延长即可。并且，步骤 S25 中的参数 h ，也可以根据形成边界坐标点列的点数 N_p 确定。

并且，在本实施例中，在步骤 S44 中，CPU 22 把对象图案中的曲折点的候选点列的 $A(j)$ 极小的点确定为曲折点，但也可以确定为对象图案中曲折点的候选点列的中心点、即第 $[C_n/2]$ 点。

如以上说明的那样，在本实施例中，关于原图像 31，通过边缘检测处理等检测性状不同的粘膜边界，进一步检测该粘膜边界的形状中的曲折点，并且根据该曲折点是否满足规定的条件，设定为作为曲折点的代表点的控制点。并且，根据该控制点，检测（判定）是否是作为性状变化粘膜的边界的巴瑞特边界。

在食道和胃的边界附近存在巴瑞特粘膜的情况的病例中，当存在该巴瑞特粘膜时，巴瑞特粘膜的边界不是同心圆状，而是呈现为图 5B 所示的星型等具有凹凸的形状的情况居多。

因此，按照上面所述检测作为曲折点的代表点的控制点，在该控制点属于具有凹凸的配置和控制点的数量大于等于规定数时，判定是巴瑞特粘膜的边界，所以能够根据巴瑞特粘膜的病例中出现较多的特征高精度地进行巴瑞特边界的判定。

另外，在判定巴瑞特边界时，也可以根据所检测的边界的复杂性进行是否是巴瑞特粘膜的判定。即，进行检测或评价所检测的边界的形状不是圆形等单一的形状而是复杂形状的处理，根据该评价结果进行巴瑞特边界的判定。

更加具体地讲，例如，求出沿着边界坐标点列 33 以规定间隔设定的点附近的曲率半径，将该曲率半径的值分组，根据曲率半径的值的分布，进行是否是复杂形状的对应。并且，也可以在曲率半径的分布大于等于阈值时，判定是巴瑞特粘膜的边界。

（实施例 2）

下面，参照图 11～图 13 说明本发明的实施例 2。图 11 表示按照实施例 2 的程序 C 通过 CPU 22 实现的功能的结构。

本实施例与实施例 1 中的图 2 部分相同，所以省略其说明，以图 11 所示的处理功能取代图 3 所示的处理功能，即，具有关心区域设定部 51、小区域抽出部 52 和粘膜边界判定部 53。

如图 11 所示，通过关心区域设定部 51 对原图像 31 和边界坐标点列 33 设定成为检测对象的关心区域。

小区域抽出部 52 对该设定的关心区域抽出小区域，粘膜边界判定部 53 对所抽出的小区域进行是否是粘膜边界的判定，并输出粘膜边界检测结果 34。

下面，参照图 12 的处理流程，说明其具体处理。

与图 4 所示相同，CPU 22 获取图像数据（S1），进行边缘检测（S2），生成边缘检测图像 32 并将其细线化，获取边界（S3），再获取边界的坐标点列，生成边界坐标点列 33（S4）。另外，也可以在生成边界坐标点列 33 之前的状态下（即步骤 S3 的处理之后），进行以下处理。

在后面的步骤 S51 中，CPU 22 针对在步骤 S4（S3）中按边界划分

的区域，把图像中接近成为管腔中心侧的贲门（由于管腔中心侧变暗，所以能够通过使用了暗部的阈值的判定处理抽出）、或者包括贲门的区域设定为关心区域。

这样设定关心区域后，按照步骤 S52 所示，CPU 22 对该关心区域再次进行边缘检测处理，或者使用 BPF（带通滤波器）检测关心区域内的边缘，从图 13A 的原图像生成包括像图 13B 那样按边缘划分的小区域 55 的图像。

在后面的步骤 S53 中，CPU 22 将表示小区域 55 的参数 i 初始化后（设定为 $i=1$ ），在后面的步骤 S54 中，计算各个小区域 (i) 内的平均色调 $C(i)$ 。

平均色调 $C(i)$ 例如设为 IHb 的值的平均值。该 IHb 使用值 $32\log_2(R/G)$ ，该值是通过抽出内窥镜图像上的各个像素的亮度信号 V_g （反映最能被血红蛋白吸收的 560nm 附近的光的 G 颜色信号）和亮度信号 V_r （反映被血红蛋白修饰得较小的 650nm 附近的光的 R 颜色信号），并对两个 R、G 颜色信号之比进行对数转换得到的。

并且，在后面的步骤 S55 中，CPU 22 进行平均色调 $C(i)$ 是否大于规定的阈值 $thr2$ 的判定。该情况时，规定的阈值例如是使用拍摄了已确定诊断的病例的巴瑞特粘膜部分的图像中至少一个以上颜色信号的色调平均值、和拍摄了扁平上皮部分的图像中的相同颜色信号的色调平均值来设定的。

在步骤 S55 的判定结果满足平均色调 $C(i) > thr2$ 的判定条件时，按照步骤 S56 所示，CPU 22 把该小区域 (i) 考虑为残留于巴瑞特粘膜上的扁平上皮，当存在一个以上这种扁平上皮时，包括小区域的关心区域被判定为巴瑞特边界（巴瑞特粘膜的边界）。

另一方面，在步骤 S55 的判定结果不满足平均色调 $C(i) > thr2$ 的判定条件时，按照步骤 S57 所示，CPU 22 进行参数 i 是否等于小区域的数量 N 的判定，在不等于 N 时，按照步骤 S58 所示，将 i 增加 1，返回步骤 S54。并且，重复步骤 S54～步骤 S57 的处理。

在巴瑞特粘膜病例的情况下，在巴瑞特粘膜中经常孤立存在岛状的

扁平上皮的小区域。

因此，在本实施例中，按照上面所述生成边界坐标点列 33，利用原图像 31 中的边界坐标点列 33 在管腔侧的区域内检测边缘，或者利用边界坐标点列 33 检测小区域 (i)，对于各个小区域 (i)，根据色调的特征量进行是否是扁平上皮的判定。并且，在判定小区域 (i) 是扁平上皮时，判定小区域呈岛状孤立的扁平上皮是孤立的巴瑞特粘膜或巴瑞特边界。

通过进行这种判定，可以高精度地进行原图像中是否存在巴瑞特粘膜的判定。

另外，在图 12 的步骤 S52 中，检测按边缘划分的小区域 55，但作为其变形例，通过根据规定的阈值进行二值化，也可以获取小区域 55。

并且，在步骤 S54、S55 中，也可以根据小区域 55 的边缘前后（或两侧）的色调变化，进行是否是巴瑞特粘膜或巴瑞特边界的判定。

并且，在图 12 的图像处理中，将管腔侧的区域设定为关心区域，对该关心区域内按边缘等划分的小区域 55 进行判定，但也可以通过对该小区域 55 的外侧区域获取平均色调等来进行判定。

例如，可以根据针对小区域 55 的判定结果及其外侧区域的判定结果，综合判定关心区域。这样，可以进行更加高精度的判定。

另外，作为按边缘划分的小区域 55，有可能是图 13B 所示那样的完全孤立的小区域。并且，也有可能是小区域 55 向外侧延伸并连接扁平上皮侧的形状。

该情况时，如图 13B 所示，小区域 55 表现为孤立曲线的情况较多，所以也可以根据所检测的小区域 55 是否是孤立曲线，进行关心区域是否是巴瑞特粘膜或巴瑞特边界的判定。

（实施例 3）

下面，参照图 14～图 18 说明本发明的实施例 3。图 14 表示按照实施例 3 的程序 D 通过 CPU 22 实现的功能的结构。

本实施例具有实施例 1 中的图 2 所示的处理功能，而且具有图 14 所示的处理功能以取代图 3 所示的处理功能。省略说明图 2 所示的处理功能。

图 14 所示的处理功能具有：根据边界坐标点列 33 设定局部区域组 61 的局部区域设定部 63；以及对局部区域组 61 生成粘膜边界检测结果 62 的粘膜边界判定部 64。

下面，参照图 15 说明本实施例的粘膜边界的判定处理。

如图 15 所示，在最初的步骤 S61 中，CPU 22 进行 G 图像数据的获取，进而，与实施例 1 或 2 同样地进行边缘检测处理（S2）并进行细线化，从而获取边界（S3）。再获取边界的坐标点列（S4）。并且，可以获得图 16A 的边缘检测图像。

然后，进行图 14 所示的处理程序 D 的处理。即，按照图 15 的步骤 S62 所示，CPU 22 沿着边界设定例如 N 个局部区域。换言之，生成包括 N 个的局部区域组 61。

对通过截止到步骤 S4 的处理得到的图 16A 的边缘检测图像的边界坐标点列，利用沿着该边界例如每隔一定间隔的图 16B 所示的边界上的短线段（或切线），在与该线段局部正交的方向（即梯度方向）上，在该边界上的短线段两侧设定局部区域，该局部区域大致被线段二等分。

另外，在图 16B 中将设定的局部区域示例在其右侧放大表示。该情况时，按矩形区域设定局部区域，但也可以是圆形及其他形状的局部区域。在后面的步骤 S63 中，CPU 22 将表示各个局部区域的参数 i 初始化，然后在后面的步骤 S64 中，计算局部区域（i）中沿着边界划分的两个区域的平均像素值 E、F。

在后面的步骤 S65 中，CPU 22 进行按边界划分的两侧的两个区域的平均像素值之比 E/F 是否大于规定的阈值 $thr3$ 的判定。

该情况时，求出从通过诊断而确定的病例的巴瑞特边界取样的像素的色调特征量例如 IHb 的值的平均值，以及从非巴瑞特边界时的边界取样的像素 IHb 的平均值，根据这些值确定用于确定区别的阈值 $thr3$ 。

在平均像素值之比 $E/F > thr3$ 时，在后面的步骤 S66 中，CPU 22 把该局部区域内的边界的一部分识别为巴瑞特边界区域。另一方面，在步骤 S65 的判定结果不满足 $E/F > thr3$ 的判定条件时，按照步骤 S67 所示，判定不是巴瑞特边界。

在上述步骤 S66、S67 的处理之后，在步骤 S68 中，CPU 22 进行局部区域 (i) 的参数 i 是否等于 N 的判定，在 i 不等于 N 时，在步骤 S69 中，将 i 增加 1，返回步骤 S64，重复步骤 S64~S68 的处理。

并且，在对所有局部区域 (N) 进行上述处理后，结束该处理。

这样，根据本实施例，使用沿着边界设定的局部区域判定是否是巴瑞特边界，由此可以判定是否是巴瑞特边界。

另外，也可以对所有局部区域 (N) 进行边界判定，根据这些多个判定结果进行最终的边界判定。

并且，在步骤 S62 中，在沿着边界设定局部区域时，也可以利用在相对于该边界上较短的线段（细线）中心正交的方向上对称设定的线段或两点等来形成局部区域。

并且，在步骤 S62 中设定的局部区域也可以是任意取样的局部区域。并且，在该步骤 S66 中，也可以跟踪被识别为巴瑞特边界区域的边界，根据这些结果综合地判定是巴瑞特边界。

下面，说明具有第 1 变形例的内窥镜系统。图 17 表示具有第 1 变形例的内窥镜系统 1B 的主要部分的结构。该内窥镜系统 1B 在图 1 的内窥镜系统 1 中，在构成内窥镜观察装置 2 的内窥镜 6 的例如插入部 11 的基端侧，设置用于检测插入部 11 被插入体腔内的插入量的插入量检测装置 71。该插入量检测装置 71 将所检测的插入量的信息发送给图像处理装置 3 的例如 CPU 22。

插入量检测装置 71 具有：多个辊子 72，其接触插入部 11 的外周面并可自由转动；以及旋转编码器等旋转量检测传感器 73，其安装在这些辊子 72 的一个旋转轴上，检测旋转量。

并且，通过该旋转量检测传感器 73 检测的信号被输入图像处理装置 3 的例如 CPU 22，CPU 22 根据插入量的信息，进行所拍摄的图像是否是包括检测对象部位的图像的判定。即，CPU 22 具有检测对象图像判定部 22a 的功能，根据插入量的信息，进行所拍摄的图像是否是包括检测对象部位的图像的判定。

该情况时，在内窥镜 6 的插入部 11 被从患者的口部插入后，可以根

据插入时的旋转量检测传感器 73 的值，检测插入到食道深部侧时的前端部 14 的位置。

并且，根据包括 CCD 16 的摄像装置 17 的摄像特性等，并结合如下条件进行判定，该条件为：判定是否是拍摄了上述图像处理方法可以判定的分辨率以上的图像、以及是否是包括检测对象部位的图像。

即，有时可以从远处获得包括检测对象部位的图像，但在远处部分被视为不足以分析图像的分辨率或者照明光量不足的情况下，设定判定条件，使得不进行包括检测对象部位的图像的判定。

通过内窥镜 6 的 CCD 拍摄的图像通过 CCU 8 进行信号处理后，始终被输入图像处理装置 3 的图像输入部 21。该图像被依次存储在硬盘 27 等中。

该情况时，CPU 22 将插入量的信息作为附带信息保存在依次存储于硬盘 27 等中的图像中。或者，CPU 22 也可以根据插入量的信息，将已进行所拍摄的图像是否是包括检测对象部位的图像的判定的判定信息（识别信息），作为附带信息保存。

并且，CPU 22 根据判定信息，对包括判定对象部位的图像进行与上述实施例 3 的情况相同的处理。另外，不限于实施例 3，也可以适用于实施例 1 或实施例 2。

即，在本变形例中，实施例 1~3 中需要图像分析的原图像，成为根据位置判定信息被自动判定为检测对象的选择图像。

因此，根据本变形例，通过图像分析进行是否是性状已变化的性状变化粘膜的判定（检测）的图像，被限制为客观上符合预先设定的条件的图像，所以能够获得更加客观的判定结果。

并且，可以使用插入量检测装置 71 等适当地检测或选择设定成为检测对象的图像，所以可以减少对拍摄了非检测对象部位的不需要的图像进行图像处理的情况。

并且，即使是拍摄了成为检测对象的部位的图像，在远离摄像装置 17 的情况下，基于图像分析的精度不充分，但根据本实施例，在也考虑了摄像装置 17 的特性而离开规定距离以上的情况下，通过设定未拍摄检

测对象部位的判定条件，可以确保基于图像分析的精度。另外，在上述说明中，说明了利用具有细长插入部的内窥镜 6 得到的图像的情况，但如以下说明的那样，也利用使用胶囊型内窥镜得到的图像。

具有图 18 所示变形例的胶囊型内窥镜系统 81 由以下部分构成：通过患者吞入而拍摄体腔内部的胶囊型内窥镜装置（以下简称为胶囊型内窥镜）82；体外装置 83，其配置在患者的体外，接收并记录来自胶囊型内窥镜 82 的图像数据；以及被从该体外装置 83 输入图像的图像处理装置 84。

胶囊型内窥镜 82 在胶囊状的容器内具有：作为照明单元的例如 LED 85；形成被照明的被摄体的像的物镜 86；CCD 87，其配置在该成像位置，构成进行拍摄的摄像单元；控制电路 88，其对通过该 CCD 87 拍摄的摄像信号进行信号处理等；无线电路 89，其进行无线发送所拍摄的图像的处理；以及向各个电路等提供电力的电池 90。

并且，体外装置 83 通过多个天线 91a、91b、91c，利用无线电路 92 从胶囊型内窥镜 82 的无线电路 89 的天线 89a 接收电波，把该信号发送给控制电路 93。通过该控制电路 93 转换为影像信号，输出给图像处理装置 84。

并且，图像处理装置 84 进行上述各个实施例等的处理。

另外，控制电路 93 具有通过多个天线 91a~91c 推测胶囊型内窥镜 82 的位置的位置检测功能 93a。并且，也可以利用该位置检测功能 93a，选择设定检测对象的图像。即，取代原图像 31，利用该位置检测功能 93a 检测是否拍摄了接近从食道到胃的边界的部位，在拍摄了接近边界的部位时，与上述情况相同，也可以用作原图像。

这样，可以有效判定成为检测对象的接近食道到胃的边界的部位的活体粘膜。

另外，在上述的各个实施例中，使用 IHb 值作为评价色调的特征量，但是，例如也可以使用 R/G、R/(R+G+B) 等其他特征量。并且，例如也可以使用 HSI 颜色空间中的色相/色彩度。

根据上述实施例 1~实施例 3，根据活体粘膜表面的边界信息，使用

图像处理检测性状不同的活体粘膜的存在，由此可以检测食道的粘膜已变性的巴瑞特粘膜等性状变化粘膜。

（实施例 4）

下面参照图 19～图 28 说明可以更加合理地检测成为检测对象的特定的活体粘膜、特别是巴瑞特粘膜的存在，而不受图像中的暗部等不合适部分的影响的图像处理方法。

图 19 所示的内窥镜系统 1C 的硬件结构与图 1 所示内窥镜系统 1 相同。但是，存储在图 19 的处理程序存储部 23 中的处理程序 E，与存储在图 1 的处理程序存储部中的处理程序不同。并且，CPU 22 按照图 20 所示执行该处理程序 E。因此，对图 19 中的各个构成要素赋予和图 1 所示构成要素相同的符号，并省略其说明。

图 20 表示 CPU 22 按照存储在处理程序存储部 23 中的处理程序 E 进行图像处理的图像处理功能的方框图，该图像处理用于检测作为检测对象粘膜组织的巴瑞特粘膜的存在。

图 19 所示的 CPU 22 具有不需要区域删除部 133 和色调处理部 135 的功能，所述不需要区域删除部 133 对于应该进行图像处理的原图像 131，从该原图像 131 中删除不需要区域，生成不需要区域删除图像 132，所述色调处理部 135 对该不需要区域删除图像 132 进行色调处理，生成色调处理图像 134。

并且，该 CPU 22 具有区域标示处理部 137 和粘膜特征量计算部 139 的功能，所述区域标示处理部 137 对色调处理图像 134 进行区域标示处理，并生成区域标示图像 136，所述粘膜特征量计算部 139 对该区域标示图像 136 计算粘膜特征量，并输出粘膜信息 138。

从 CPU 22 输出的影像信号作为内窥镜图像输入图像输入部 21，通过 A/D 转换和以线性校正为目的的公知技术即反 γ 校正转换，成为数字的原图像数据，CPU 22 按照处理程序进行以下处理。

首先，CPU 22 进行从原图像数据删除不需要区域的不需要区域删除处理。该不需要区域删除处理针对彩色原图像数据的像素值（R、G、B），把在粘膜组织类别的判定中不需要的像素的像素值置换为（0、0、0），

生成不需要区域被删除的不需要区域删除图像 132。所谓不需要区域是指内窥镜图像内的暗部和高亮度的晕影部分。

图 22A 表示原图像 131 的代表示例。

图 21 表示该不需要区域删除处理。在不需要区域删除处理开始后，按照步骤 S71 所示，CPU 22 对构成彩色原图像数据的各个像素，进行其像素值（R、G、B）是否是暗部像素的判定。另外，以下说明以 1 像素为单位进行不需要区域删除处理等的示例，但是以多个像素为单位进行处理的示例也未脱离本发明的宗旨。

CPU 22 使用用于判定是否是暗部像素的阈值（或基准值） R_{cut} 、 G_{cut} 、 B_{cut} ，进行是否是 $R < R_{cut}$ 、而且 $G < G_{cut}$ 、而且 $B < B_{cut}$ 的像素的判定。此处，阈值 R_{cut} 、 G_{cut} 、 B_{cut} 是用于判定是否是暗部像素的、亮度值较低的既定值，已在处理程序 E 中设定。

在步骤 S71 中，在具有属于暗部像素的像素时，按照步骤 S72 所示，CPU 22 把该像素的像素值（R、G、B）置换为像素值（0、0、0），转入后面的步骤 S73。

并且，在步骤 S71 中，在没有属于暗部的像素时，转入步骤 S73。

在步骤 S73 中，CPU 22 对构成彩色原图像数据的各个像素，进行其像素值（R、G、B）是否是晕影像素的判定。

即，CPU 22 使用用于判定是否是晕影像素的阈值 R_{hal} 、 G_{hal} 、 B_{hal} ，进行是否是 $R > R_{hal}$ 、而且 $G > G_{hal}$ 、而且 $B > B_{hal}$ 的像素的判定。此处，阈值 R_{hal} 、 G_{hal} 、 B_{hal} 是用于判定是否是晕影像素的、亮度值较高的既定值，已在处理程序 E 中设定。

另外，手术医生等用户也可以从输入操作部 29 变更暗部的阈值 R_{cut} 、 G_{cut} 、 B_{cut} 、和晕影的阈值 R_{hal} 、 G_{hal} 、 B_{hal} 。

在步骤 S73 中，在具有属于晕影的像素时，按照步骤 S74 所示，CPU 22 把该像素的像素值（R、G、B）置换为像素值（0、0、0），结束该不需要区域删除处理。并且，在步骤 S73 中，在没有属于晕影的像素时，结束该不需要区域删除处理。

并且，在结束该图 21 的不需要区域删除处理后，生成不需要区域被

删除的不需要区域删除图像 132。图 22B 表示对图 22A 的原图像 131 结束不需要区域删除处理后生成的不需要区域删除图像 132 的具体示例。

然后，色调处理部 135 对不需要区域删除图像 132 的各个像素，计算基于像素值的色调特征量。

但是，对于在图 21 的处理中被视为不需要区域的像素值 (0、0、0) 的像素，色调处理部 135 不进行色调特征量的计算处理。

作为色调特征量，使用在公知技术中使用的与血流的相关较高的血红蛋白（简称为 Hb）指数、即 Hbindex（简称为 IHb）。该 IHb 使用值即计算式： $\log_2 (R/G)$ ，该值是通过抽出内窥镜图像上的各个像素的亮度信号 V_g （反映最被血红蛋白吸收的 560nm 附近的光的 G 信号）和亮度信号 V_r （反映被血红蛋白修饰得较小的 650nm 附近的光的 R 信号），并对两者之比进行对数转换得到的。在图 21 中，利用步骤 S75 表示该处理。

采用所计算的 IHb 的色调特征量，作为像素值存储在与原图像的像素相同的位置上。例如，存储在图像存储部 24 或分析信息存储部 25 中。由此，生成色调处理图像 134。图 22C 表示对图 22B 的不需要区域删除图像 132 进行色调特征量的计算处理后的色调处理图像 134 的示例。另外，图 22C 例如表示伪彩色化的图像。

该情况时，在色调处理图像 134 的 IHb 大于规定的阈值 θ 时，该摄像对象的图像包括巴瑞特粘膜（巴瑞特上皮）的可能性较大。

然后，对于色调处理图像 134，区域标示处理部 137 根据后述的处理流程，生成区域标示图像 136。

区域标示图像是存储摄像对象在像素位置上的上皮类别的标示图像。在本实施例中，设定为在图像位置的摄像对象属于正常粘膜的扁平上皮时存储 1，属于性状已变化的作为变性粘膜的巴瑞特粘膜时存储 2，属于不需要区域时存储 0。

下面，参照图 23 说明区域标示的处理流程。

在区域标示处理流程开始后，CPU 22 在最初的步骤 S81 中，从色调处理图像 134 获取未进行标示处理的像素的像素值 D。

在后面的步骤 S82 中，CPU 22 进行像素值 D 是否是 0 的判定。并且，

在判定像素值 D 不是 0 时, 转入后面的步骤 S83, 相反判定像素值 D 是 0 时, 转入步骤 S86。

在步骤 S83 中, CPU 22 按照处理程序 E, 判定规定的阈值 θ 与所述像素值 D 的大小。并且, 在该判定结果为 $D > \theta$ 时, 转入后面的步骤 S84。另一方面, 在步骤 S83 的判定中, 如果 $D \leq \theta$, 则转入步骤 S85。另外, 根据正常粘膜和从作为变性粘膜的巴瑞特粘膜预先取样的 IHb 的取样数据, 设定进行该判定分类的阈值 θ 。

在步骤 S84 中, CPU 22 把区域标示图像 136 的对应像素值设定为 2, 转入步骤 S87。在步骤 S85 中, CPU 22 把区域标示图像 136 的对应像素值设定为 1, 转入步骤 S87。

并且, 在步骤 S86 中, CPU 22 把区域标示图像 136 的对应像素值设定为 0, 转入步骤 S87。

并且, 在步骤 S87 中, CPU 22 进行是否有未进行标示处理的像素的判定, 如果有未进行标示处理的像素, 则返回步骤 S81, 如果没有未进行标示处理的像素, 则结束该区域标示的处理。

这样, 通过区域标示处理, 色调处理图像 134 的各个像素生成被标示为像素值 0、1、或 2 的区域标示图像 136。图 22D 表示区域标示图像 136 的示例。

然后, 粘膜特征量计算部 139 对区域标示图像 136 计算各种上皮的粘膜特征量。

在本实施例中, 求出各种上皮的每个粘膜类别的像素数、基于公知的边界线跟踪算法的区域标示图像 136 的边界像素点列、上皮的粘膜类别的像素数比 (巴瑞特粘膜的像素数/扁平上皮的像素数), 作为上皮的粘膜信息保存。

并且, 粘膜特征量计算部 139 比较所述上皮的粘膜类别的像素数比和既定的阈值 τ , 判定有无巴瑞特粘膜, 将判定结果保存为上皮的粘膜信息。该情况时, 在上皮的粘膜类别的像素数比 $\geq \tau$ 时, 判定图像中存在巴瑞特粘膜。

另一方面, 在上皮的粘膜类别的像素数比 $< \tau$ 时, 判定图像中不存在

巴瑞特粘膜。

图 24 表示粘膜特征量计算部 139 进行的巴瑞特粘膜的判定处理。

按照步骤 S91 所示, CPU 22 计数并计算被标示为扁平上皮的像素值 1 的像素数 $N1$ 、和被标示为巴瑞特粘膜的像素值 2 的像素数 $N2$ 。在后面的步骤 S92 中, CPU 22 使用用于判定有无巴瑞特粘膜的阈值 τ , 判定上皮的粘膜类别的像素数比 $N2/N1$ 是否为 $N2/N1 \geq \tau$ 。

并且, 根据步骤 S92 的判定结果, 在满足条件 $N2/N1 \geq \tau$ 时, 按照步骤 S93 所示, CPU 22 判定上述原图像中存在巴瑞特粘膜, 把该结果保存在硬盘 27 等中。

另一方面, 根据步骤 S92 的判定结果, 在 $N2/N1 < \tau$ 时, 按照步骤 S94 所示, CPU 22 判定上述原图像中不存在巴瑞特粘膜, 把该结果保存在硬盘 27 等中。

在步骤 S93 和步骤 S94 之后, 转入步骤 S95, CPU 22 通过显示处理部 28 把判定结果发送给显示监视器 4, 在显示监视器 4 的显示面上显示判定结果。并且, 结束该处理。

另外, 在上述说明中, 使用了上皮的粘膜类别的像素数比 $N2/N1$, 但也可以采用 $N2/(N1+N2)$ 代替该像素数比 $N2/N1$ 。该情况时, $N2/N1 \geq \tau$ 的判定条件成为 $N2/(N1+N2) \geq (\tau+1)$ 。即, 即使使用处理对象区域内的像素总数 ($N1+N2$), 也能够进行相同判定。

这样, 根据本实施例, 通过图像分析判定图像中是否存在成为检测对象的作为特定活体粘膜的巴瑞特粘膜, 容易尽早发现巴瑞特粘膜, 而且不依赖于主观判断。并且, 通过显示判定结果, 可以告知手术医生该图像中存在巴瑞特粘膜的可能性较大, 因此手术医生能够更有效地进行是否是变性部的诊断。

另外, 对于区域标示图像 136, 以去除噪声为目的, 也可以在区域标示处理部 137 进行的处理后, 马上实施作为公知技术的膨胀、收缩处理。另外, 在本实施例中, 使用 IHb 作为色调特征量, 但是, 例如也可以使用 R/G 、 $G/(R+G+B)$ 等其他特征量。并且, 例如也可以采用 IHS 颜色空间中的色相、色彩度。

图 25 表示第 1 变形例的内窥镜系统 1D 的主要部分的结构。该内窥镜系统 1D 在图 19 的内窥镜系统 1C 中，在构成内窥镜观察装置 2 的内窥镜 6 的例如插入部 11 的基端侧，设置用于检测插入部 11 被插入体腔内的插入量的插入量检测装置 41。该插入量检测装置 41 与图 17 中说明的情况相同，所以省略大部分说明。

CPU 22 具有检测对象图像判定部 22a 的功能，根据插入量的信息，进行所拍摄的图像是否是包括检测对象部位的图像的判定。

通过内窥镜 6 的 CCD 拍摄的图像通过 CCU 8 进行信号处理后，被依次存储在硬盘 27 等中。

CPU 22 将插入量的信息作为附带信息保存在依次存储于硬盘 27 等中的图像中。或者，CPU 22 也可以根据插入量的信息，将已进行所拍摄的图像是否是包括检测对象部位的图像的判定的判定信息（识别信息），作为附带信息保存。

并且，CPU 22 根据判定信息，对包括判定对象部位的图像，与上述实施例 4 的情况同样地进行不需要区域删除处理等。即，在本变形例中，实施例 4 中需要图像分析的原图像，成为根据判定信息被自动判定为检测对象的选择图像。

因此，根据本变形例，需要图像分析的图像被限制为客观上符合预先设定的条件的图像，所以能够获得更加客观的判定结果。

并且，可以使用插入量检测装置 41 等适当地检测或选择设定成为检测对象的图像，所以也可以减少对拍摄了非检测对象部位的不需要的图像进行图像处理的情况。

并且，即使是拍摄了成为检测对象的部位的图像，在远离摄像装置 17 的情况下，基于图像分析的精度不充分，但根据本变形例，在也考虑了摄像装置 17 的特性而离开规定距离以上的情况下，通过设定未拍摄检测对象部位的判定条件，可以确保基于图像分析的精度。下面，说明第 2 变形例。本变形例的一部分与实施例 4 的处理程序 E 不同。按照本实施例的处理程序 F 进行处理的 CPU 22B 的处理功能如图 26 所示。

图 26 所示的处理功能，在图 20 的处理功能中，设置针对区域标示

图像 136 生成矩形小区域分割处理组 151 的矩形小区域分割处理部 152。该矩形小区域分割处理部 152 分割区域标示图像 136，以生成矩形小区域分割处理组 151。

图 27 示意性地表示分割生成的矩形小区域 153 的图像。

如图 26 所示，矩形小区域分割处理部 152 构成为，对针对区域标示图像 136 生成矩形小区域分割处理组 151 时的矩形小区域分割处理组 151 应用粘膜特征量计算。

并且，在本变形例中，粘膜特征量计算部 139B 对每个矩形小区域 153 计算粘膜信息 138，并且比较上皮的粘膜类别像素数比与预先设定的既定的阈值 τ ，确定矩形小区域 153 的属性。

例如，在上皮的粘膜类别的像素数比 $\geq \tau$ 时，把矩形小区域的属性设为巴瑞特粘膜。另一方面，在上皮的粘膜类别的像素数比 $< \tau$ 时，把矩形小区域的属性设为扁平上皮。

并且，粘膜特征量计算部 139B 计数在矩形小区域 153 中已确定的属性的数量，比较该属性比（巴瑞特粘膜的矩形小区域计数数量/扁平上皮的矩形小区域计数数量）与既定的阈值 ε 。

例如，在属性比 $\geq \varepsilon$ 时，判定图像中存在巴瑞特粘膜。另一方面，在属性比 $< \varepsilon$ 时，判定图像中不存在巴瑞特粘膜。

图 28 表示粘膜特征量计算部 139B 进行的粘膜特征量计算的处理流程。

在计算粘膜特征量的处理开始后，按照步骤 S101 所示，CPU 22 计算已标示的各个矩形小区域的像素值 1 的像素数 $n1$ 和像素值 2 的像素数 $n2$ 。

在后面的步骤 S102 中，CPU 22 判定这些像素数比 $n2/n1$ 是否大于等于既定的阈值 τ 。即，CPU 22 判定是否 $n2/n1 \geq \tau$ 。并且，在满足该条件时，按照步骤 S103 所示，CPU 22 把满足该条件的矩形小区域的属性设定为巴瑞特粘膜。

另一方面，在不满足条件 $n2/n1 \geq \tau$ 时，按照步骤 S104 所示，CPU 22 把该矩形小区域的属性设定为扁平上皮。

在步骤 S103 和 S104 的处理之后, 在步骤 S105 中, CPU 22 判定是否有未处理的矩形小区域, 在有未处理的矩形小区域时, 返回步骤 S101, 重复步骤 S101~S105 的处理。

并且, 在已对所有矩形小区域进行步骤 S101~S105 的处理后, 按照步骤 S106 所示, CPU 22 计算巴瑞特粘膜属性的矩形小区域的数量 $m1$ 和扁平上皮属性的矩形小区域的数量 $m2$ 。

在后面的步骤 S107 中, CPU 22 判定这些像素数比 $m2/m1$ 是否大于等于既定的阈值 ε 。即, CPU 22 判定是否 $m2/m1 \geq \varepsilon$ 。并且, 在满足该条件时, 按照步骤 S108 所示, CPU 22 判定图像中存在巴瑞特粘膜, 把该判定结果保存在硬盘 27 中, 并且在显示监视器 4 上显示。

另一方面, 在不满足条件 $m2/m1 \geq \varepsilon$ 时, 按照步骤 S109 所示, CPU 22 判定该图像中不存在巴瑞特粘膜, 把该判定结果保存在硬盘 27 中, 并且在显示监视器 4 上显示。

根据本变形例, 把图像划分为具有某种程度的大小的小区域, 在各个小区域中, 对该小区域内的每个像素判定是否是具有作为检测对象粘膜的巴瑞特粘膜的可能性的区域, 并且根据这些判定结果判定是否是巴瑞特粘膜, 所以能够更高精度地判定是否是检测对象粘膜。

即, 在实施例 4 中, 对整个图像的各个像素进行是否具有检测对象粘膜的可能性的标示, 根据基于该标示结果的各类别的像素数比, 进行是否包括巴瑞特粘膜的判定, 所以对于某部分的判定结果, 无论是附近的部分还是离开较远的部分, 都能同样反映在判定结果中。

对此, 在本变形例中, 划分为小区域进行判定, 所以能够更加合理地进行各部分的判定, 能够提高最终判定结果的可靠性。

(实施例 5)

下面, 参照图 29~图 31 说明实施例 5。图 29 表示根据实施例 5 的处理程序 G 通过 CPU 22 执行的功能的处理内容。本实施例的硬件结构与图 19 所示的图像处理装置 3 相同, 具有一部分与存储在处理程序存储部 23 中的处理程序 E 不同的处理程序 G。

在本实施例中, 把原图像例如作为动态图像, 依次对动态图像的各

帧图像进行图像处理。

在实施例 4 中说明的要素利用相同符号表示，所以省略其说明。

如图 29 所示，本实施例使用进行粘膜特征量的计算处理的粘膜特征量处理部 160，取代图 20 的处理程序 E 中对区域标示图像 136 计算粘膜特征量的粘膜特征量计算部 139。并且，该粘膜特征量处理部 160 对区域标示图像 136 计算各种粘膜特征量，依次保存在粘膜信息缓冲器 161 中。

粘膜信息缓冲器 161 是图 30 所示的环缓冲器，其构成为由于下一次保存时的缓冲器的位置在圆周上依次移动，所以在生成规定数量以上的粘膜信息后，覆盖以前存储的粘膜信息来保存该粘膜信息。在图 30 的示例中，例如按照时间序列以粘膜信息 162a、162b、162c、162d 的顺序依次存储粘膜信息。并且，在下一次输入粘膜信息时，最旧的粘膜信息 162a 将被新的粘膜信息覆盖。另外，在图 30 中示出 4 个粘膜信息 162a~162d 的情况，但也可以是具有更大存储容量的环缓冲器。

粘膜特征量处理部 160 构成为根据区域标示图像 136 的各种上皮类别的像素数比，判定该图像中是否有巴瑞特粘膜，把判定结果作为粘膜信息 162 保存在粘膜信息缓冲器 161 中。

粘膜信息缓冲器 161 的粘膜信息 162 的粘膜类别由粘膜类别确定部 163 确定。

图 31 表示粘膜类别确定部 163 的处理流程。

在最初的步骤 S141 中，CPU 22 获取保存在粘膜信息缓冲器 161 中的所有粘膜信息 162。

在后面的步骤 S142 中，CPU 22 根据各种粘膜信息 162，计数粘膜类别判定结果是巴瑞特粘膜的数量，把该计数数量设为 C' 。

在后面的步骤 S143 中，CPU 22 比较通过处理程序 G 设定的既定阈值 θ' 与所述计数数量 C' 的大小。即，判定是否 $C' > \theta'$ 。

并且，在 $C' > \theta'$ 时，按照步骤 S144 所示，CPU 22 判定原图像内存在巴瑞特粘膜。

另一方面，在 $C' \leq \theta'$ 时，按照步骤 S145 所示，CPU 22 判定原图像内不存在巴瑞特粘膜。

并且,在步骤 S144 和 S145 之后的步骤 S146 中,CPU 22 使显示监视器 4 显示判定结果,并结束该处理。

另外,除判定结果外,所述计数数量 C' 也显示在显示监视器 4 上。

根据本实施例,根据针对多个图像的粘膜类别结果判定粘膜类别,所以能够防止由于观察条件较差的图像造成的粘膜类别的错误判定。

并且,根据本实施例,可以把一面插入内窥镜 6 的插入部 11 一面由设在其前端部 14 的摄像单元拍摄的动态图像作为原图像,并依次判定是否存在巴瑞特粘膜,所以手术医生能够根据该判定结果有效(或迅速地)地诊断到检测对象部位附近。

并且,根据本实施例,在把插入部 11 从其前端侧插入并一直插入到食道内的深部侧时,在胃的边界附近存在巴瑞特粘膜的情况下,显示存在巴瑞特粘膜的判定结果的概率增大,所以能够根据该显示有效地进行巴瑞特粘膜的诊断。

并且,如果按上面所述使计数数量 C' 也显示在显示监视器 4 上,则在存在巴瑞特粘膜时,随着接近存在该巴瑞特粘膜的部位,一般计数数量 C 的值增大,所以能够根据该显示有效进行巴瑞特粘膜的诊断。

另外,也可以构成为不依次地连续输入动态图像的各帧,而以一定的帧间隔输入原图像。

并且,在粘膜特征量处理部 160 中也可以构成为在区域标示图像 136 中包含的像素值=0 的像素数大于等于既定阈值时,不保存粘膜信息 162,还可以构成为不保存不适合确定粘膜类别的信息。

(实施例 6)

下面,参照图 32A~图 37 说明实施例 6。本实施例的目的在于,提供一种可以高精度地检测(判定)是否存在检测对象粘膜的图像处理办法。为了达到该目的,该方法进行以下处理:检测图像中像暗部那样不适合于检测对象的小区域,并将其从检测对象中除外,并且根据该检测结果参照暗部在图像中的位置信息,进而将与暗部相邻并被判定为应该除外的小区域从检测对象中除外,生成处理对象区域的图像。

图 32A 表示根据实施例 6 的处理程序 H 由 CPU 22 进行的功能的处

理内容。本实施例的硬件结构与图 19 所示的图像处理装置 3 相同，具有一部分与存储在处理程序存储部 23 中的处理程序 E 不同的处理程序 H 和 I。

本实施例的粘膜类别判定处理构成为连续执行图 32A 所示的处理程序 H 和图 32B 所示的处理程序 I。处理程序 I 利用作为处理程序 H 的结果的处理对象区域信息 174。

说明本实施例成为特征的处理程序 H 的处理块。

原图像 131 被输入矩形小区域分割处理部 171，该矩形小区域分割处理部 171 按照图 33 所示，将内窥镜图像划分为矩形小区域图像组 172。另外，小区域不限于矩形。

矩形小区域图像组 172 被输入处理对象区域确定部 173，该处理对象区域确定部 173 进行图 34 所示的流程处理，生成处理对象区域信息 174。

在步骤 S151 中，处理对象区域确定部 173 从矩形小区域图像组 172 中获取矩形小区域 175，计数矩形小区域 175 内的暗部像素数，以检测处理对象除外小区域。

在本实施例中，暗部像素是像素值为 $R < R_{cut}$ 、而且 $G < G_{cut}$ 、而且 $B < B_{cut}$ 的像素。把该计数数量设为 C_n （其中， n 是矩形小区域的连续序号）。此处， R_{cut} 等为在实施例 4 中说明的阈值。另外，也可以设定为与实施例 4 不同的阈值。

在步骤 S152 中，处理对象区域确定部 173 判定是否存在应该处理的（未执行步骤 S151 的处理的）矩形小区域 175，如果存在应该处理的矩形小区域 175，则返回步骤 S151，进行计数处理。如果不存在应该处理的矩形小区域 175，则转入步骤 S153。

在步骤 S153 中，处理对象区域确定部 173 根据矩形小区域 175 的暗部像素数 C_n ，进行被从处理对象中除外的暗部区域的判定处理。本实施例中的判定用于将对各个矩形小区域 175 计算出的 C_n 为最大的矩形小区域 175 确定为暗部区域。

然后，在步骤 S154 中，处理对象区域确定部 173 把该暗部区域从处

理对象区域中除外，根据原图像 131 内的该暗部区域的位置确定处理对象区域。

使用图 35 说明其确定方法。

图 35 中的双重斜线部（网格斜线部）176a 表示在步骤 S153 中确定的暗部区域，列举了以 3×3 划分时可以实现的所有图案即 9 个图案。并且，斜线部 176b 表示被从处理对象中除外的小区域。

在步骤 S154 中，处理对象区域确定部 173 根据暗部区域在原图像 131 中的位置，判定暗部区域属于图 35 中的哪个图案。并且，处理对象区域确定部 173 根据相应的图案，只把暗部区域和除去了处理除外小区域的小区域确定为处理对象。

例如图 36 所示，在右上角部被检测为暗部时，在图 35 中的最右侧，按照最上部的图案所示，将与该双重斜线部 176a 相邻的两侧的两个除外。

并且，生成把图 35 中的双重斜线部 176a 和斜线部 176b 之外的完全没有附加斜线的小区域 176c 作为处理对象的处理对象区域信息 174。即，根据所检测的双重斜线部 176a 的信息，生成（确定）处理对象区域信息 174。

因此，在处理程序存储部 23 和分析信息存储部 25 等的存储单元中，根据预先检测的暗部区域（小区域）的块是否在原图像 131 的某个块位置，登记（存储）用于确定从处理对象中除外的块的除外块信息。具体地讲，作为除外块信息，存储有图 35 所示的多个图案。并且，通过参照该除外块信息，可以根据暗部区域的位置确定处理对象区域。

图 32B 的处理程序 I 内的不需要区域删除部 133B 使用上述的处理对象区域信息 174，生成把非处理对象的像素置换为 $(R, G, B) = (0, 0, 0)$ 的不需要区域删除图像 132。

以后的处理例如与图 20 的粘膜信息的生成处理内容相同。

另外，在处理对象区域确定部 173 中也可以构成为在处理对象区域中，按照每个小区域 175 计数 $R=255$ 的像素数，在 $R=255$ 的像素数大于等于规定的像素数时，视为过于接近摄像对象，将该小区域 175 从处理对象区域中除外。

另外，也可以选择设定小区域 175 的尺寸（像素数）。并且，还可以根据尺寸来检测多个暗部，根据其配置和分布等，将它们周围的部分从处理对象区域中除外。这样，可以更加合适地设定处理对象区域。

根据本实施例，除包括暗部的小区域外，对与暗部相邻的小区域也判定是否是不适合处理的小区域，把不适合的从处理对象中除外，因此把剩余部分视为适合检测对象的区域，因此能够进一步提高特定的活体粘膜的检测精度（判定精度）。

进行补充说明，在暗部区域及与其接近的区域对应体腔内的部位例如分布成为同心圆和其他形状时，如果单纯地设定小区域 175 来进行暗部的检测，则实际上有可能不能将暗部和与其接近的区域可靠地从检测对象中除外。

在这种情况下，根据按照上面所述检测的暗部的区域位置和配置或分布等，能够有效地适当地将不适合于检测对象的区域除外。另外，虽然也可以按照各个像素将暗部的像素等除外，但此时将花费时间。对此，在本实施例中以块来进行处理，因此能够有效地将不合适的块除外。

另外，在以上说明中，说明了利用具有细长插入部的内窥镜 6 得到的图像的情况，但如以下说明的那样，也可以利用使用胶囊型内窥镜得到的图像。

具有图 37 所示变形例的胶囊型内窥镜系统 81B 的硬件结构与图 18 所示相同。因此，省略其结构说明。

并且，图像处理装置 84 进行上述实施例 4～实施例 6 中的一个图像处理。

根据实施例 4～实施例 6，通过将暗部等不适合于检测对象的像素除外，可以更加高精度地检测检测对象的特定活体粘膜的存在。

另外，将上述各个实施例等进行部分组合或通过改变处理步骤的顺序等而构成的实施例等，也属于本发明。

产业上的可利用性

对于拍摄了食道到胃的边界附近的粘膜表面的图像，通过抽出其边界等，并计算边界的自身形状和根据边界划分的两侧的特征量等，检测

是否是胃粘膜已变性的巴瑞特粘膜的边界，从而可以辅助进行诊断。

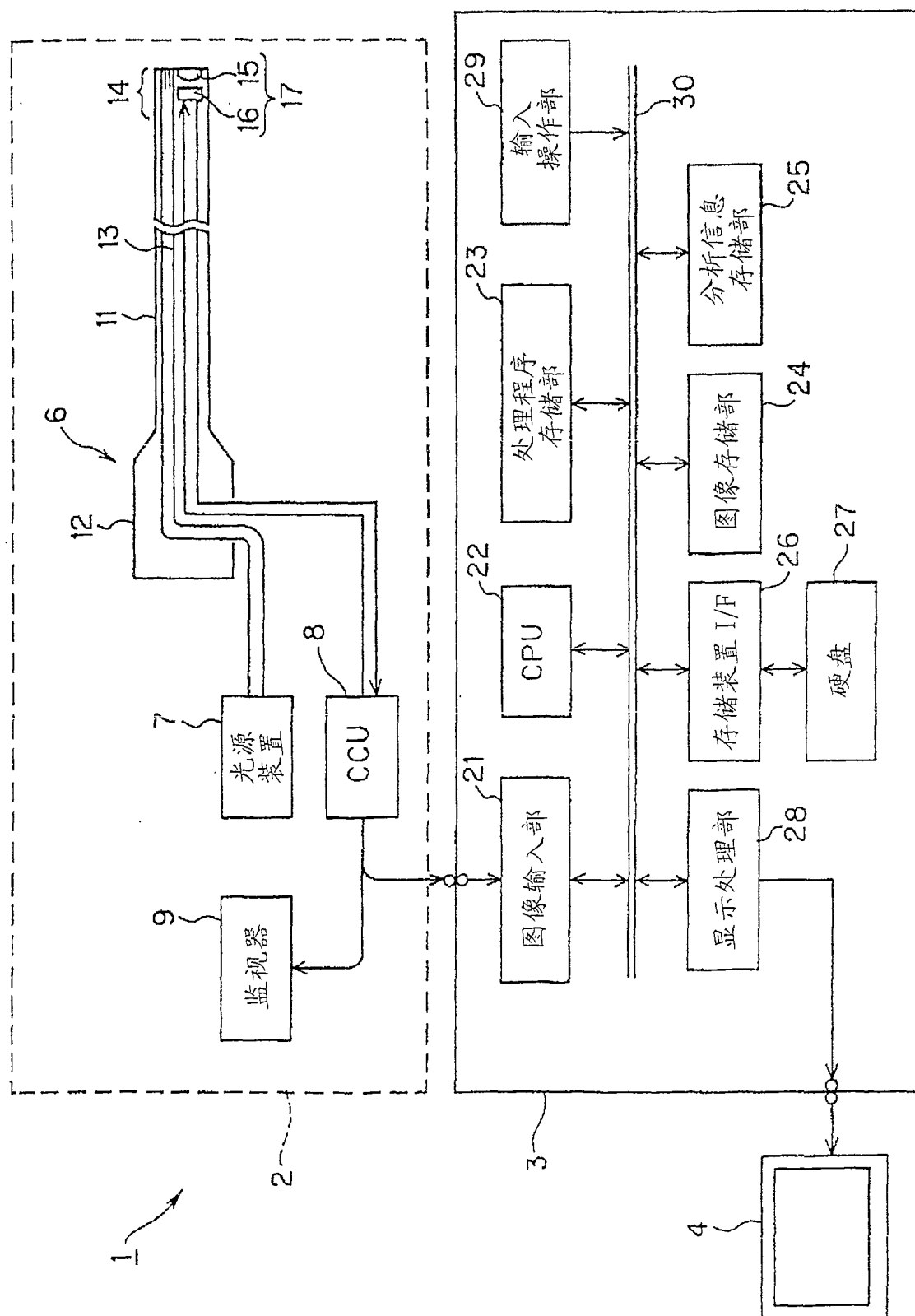


图1

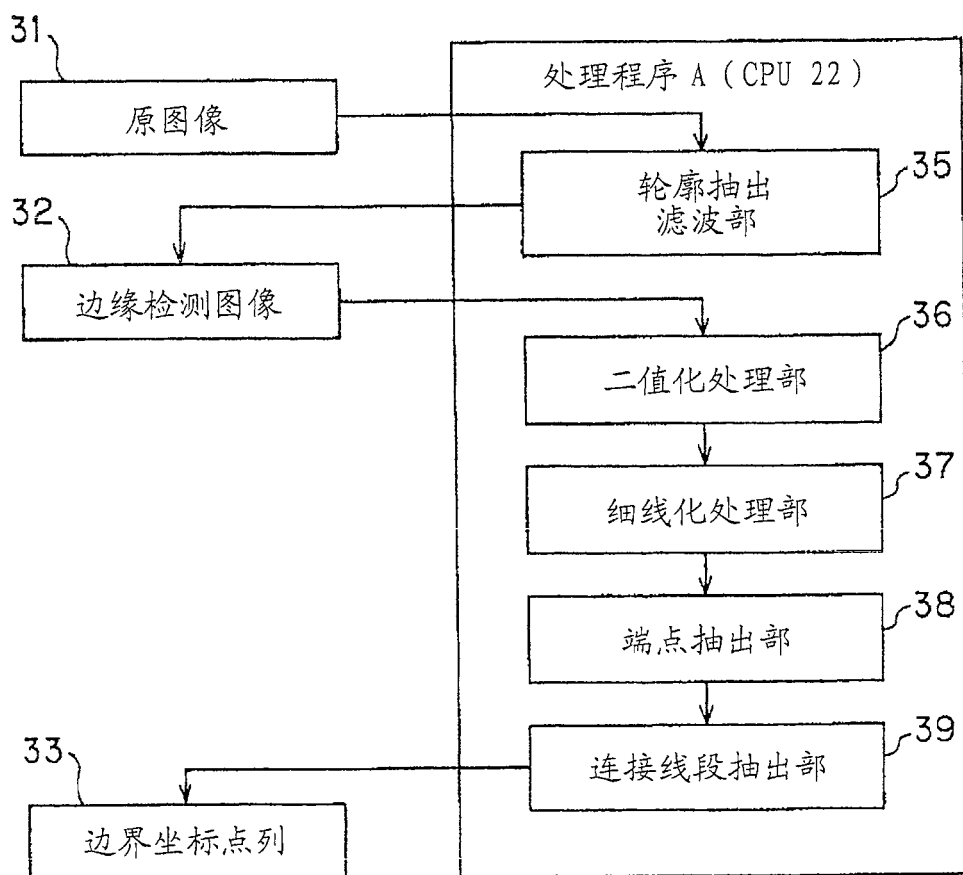


图 2

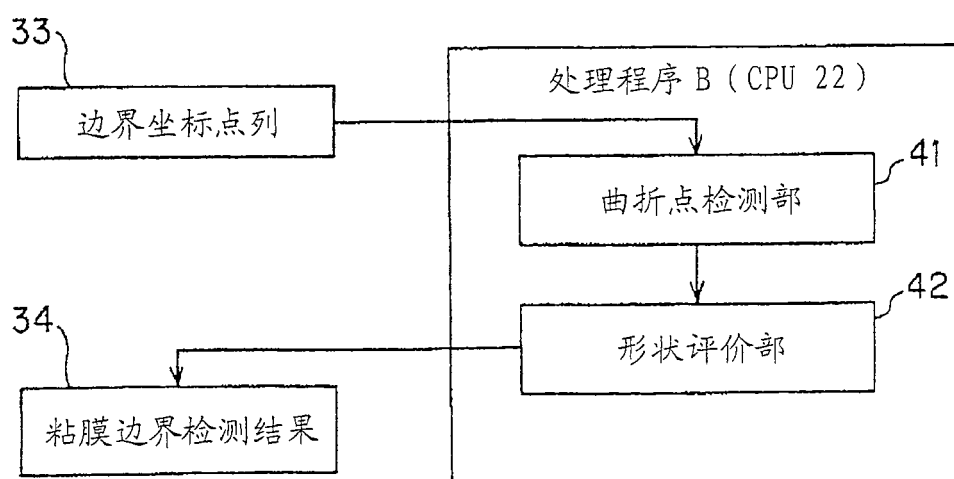


图 3

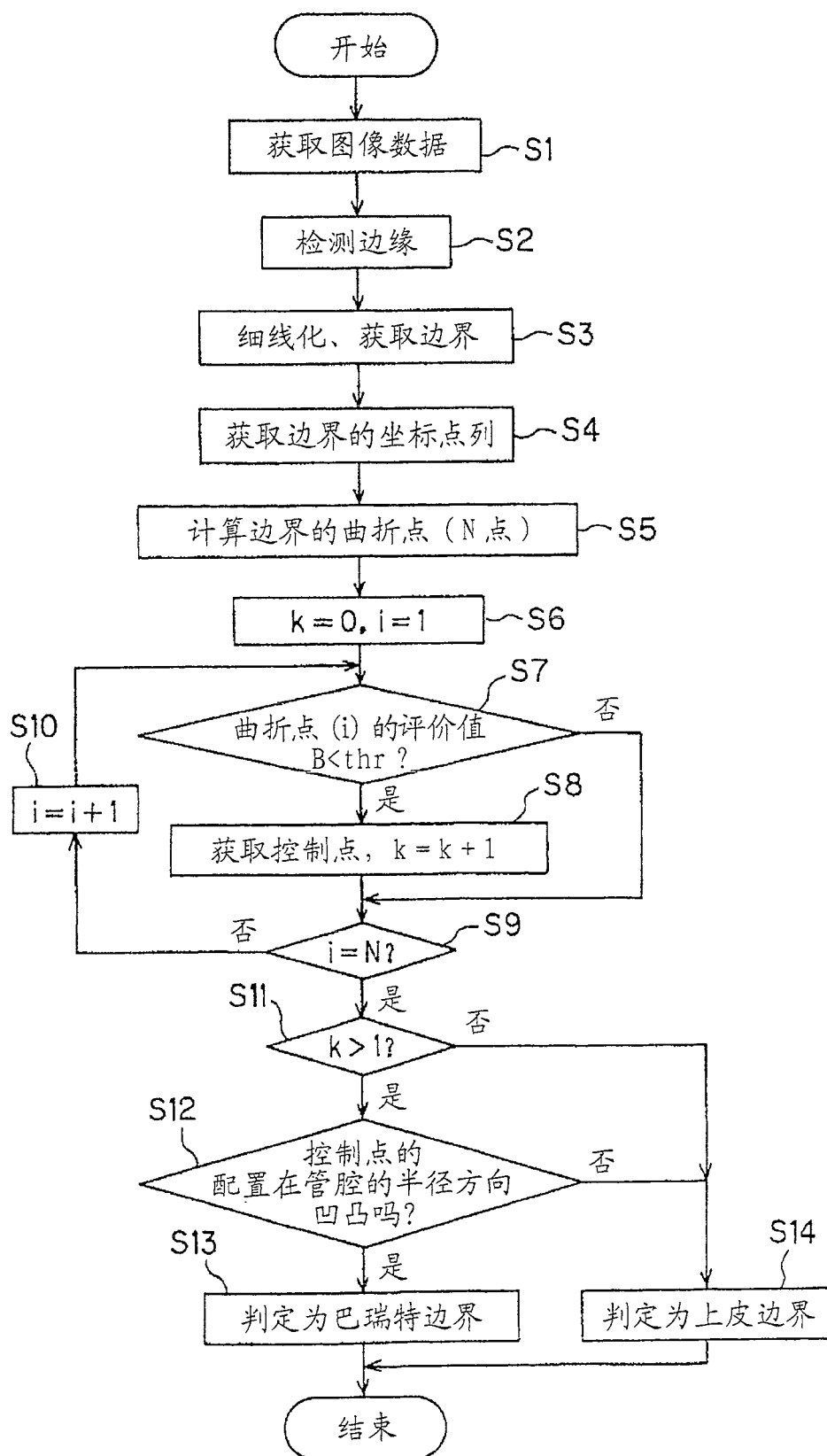


图 4



所抽出的边缘

图 5A

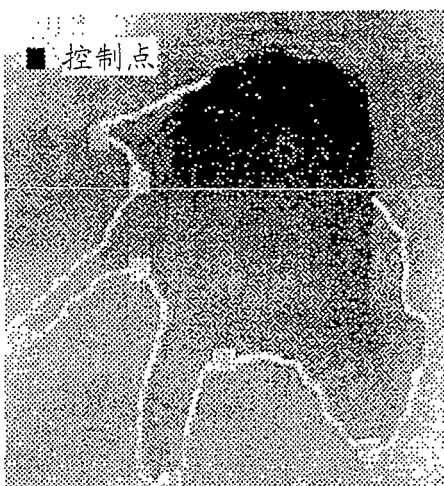


图 5B

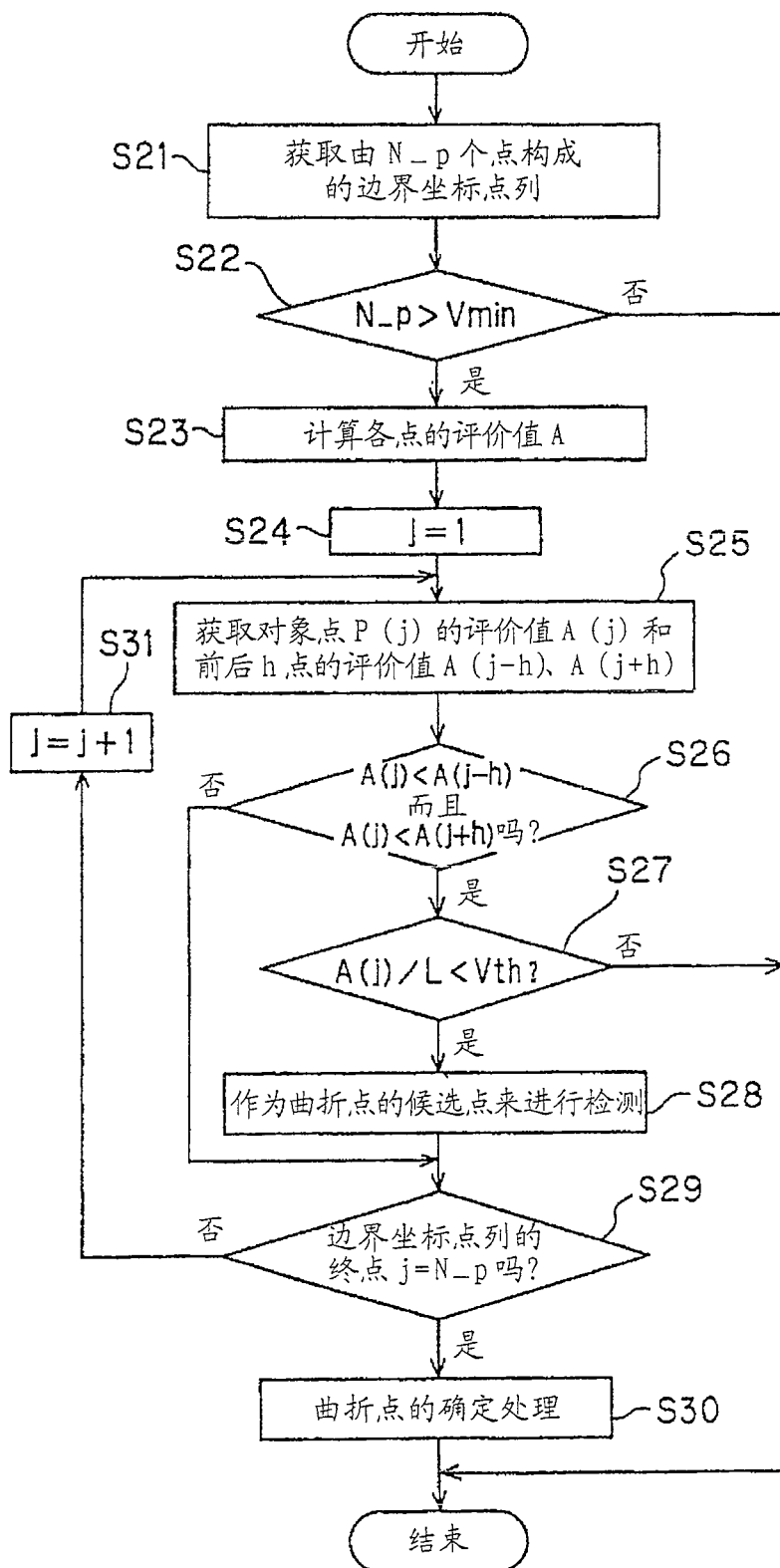


图 6

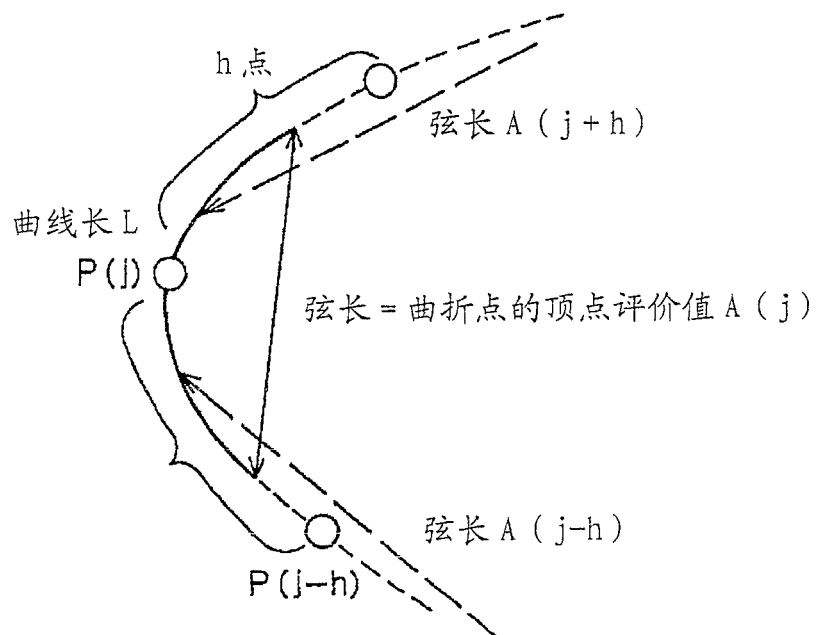


图 7

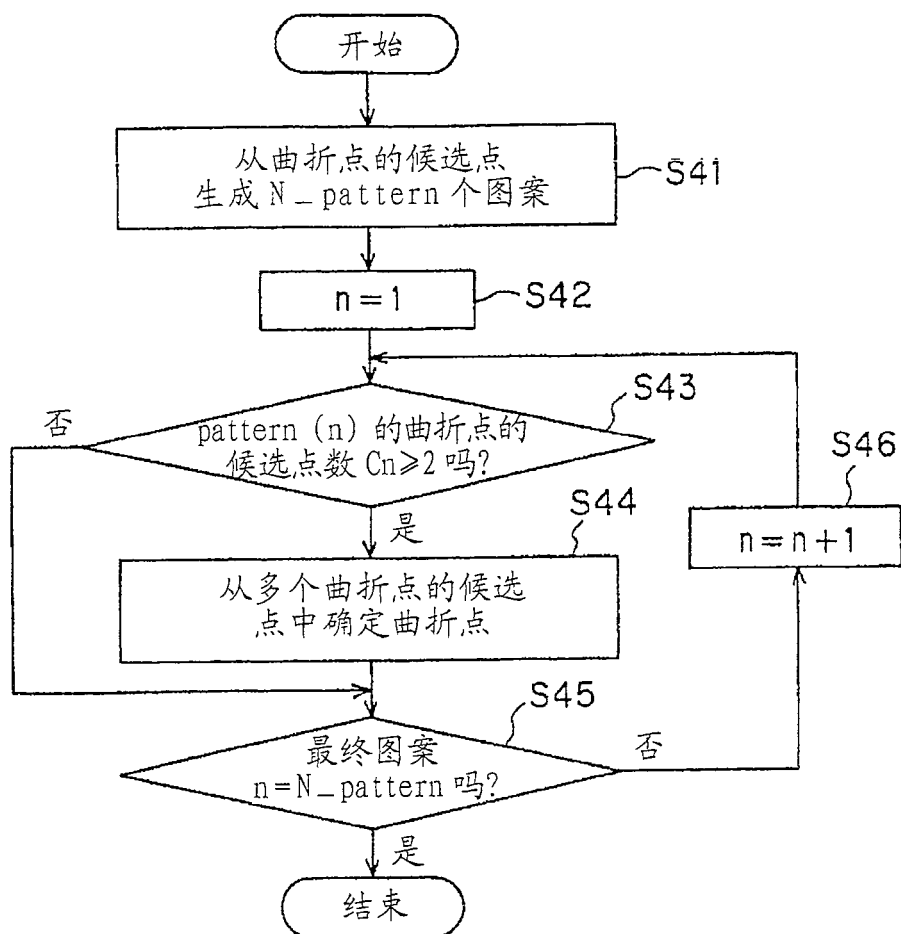


图 8

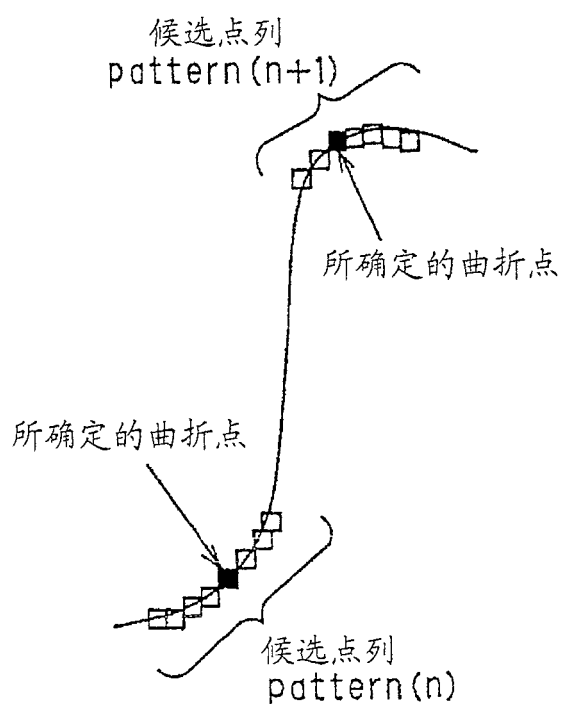
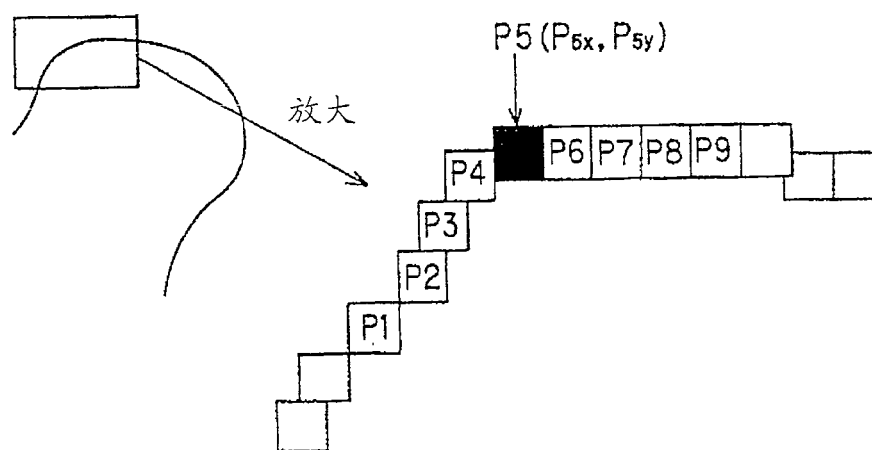


图 9



$$P_{5x} = (P_{1x} + P_{2x} + \dots + P_{9x}) / 9$$

$$P_{5y} = (P_{1y} + P_{2y} + \dots + P_{9y}) / 9$$

图 10

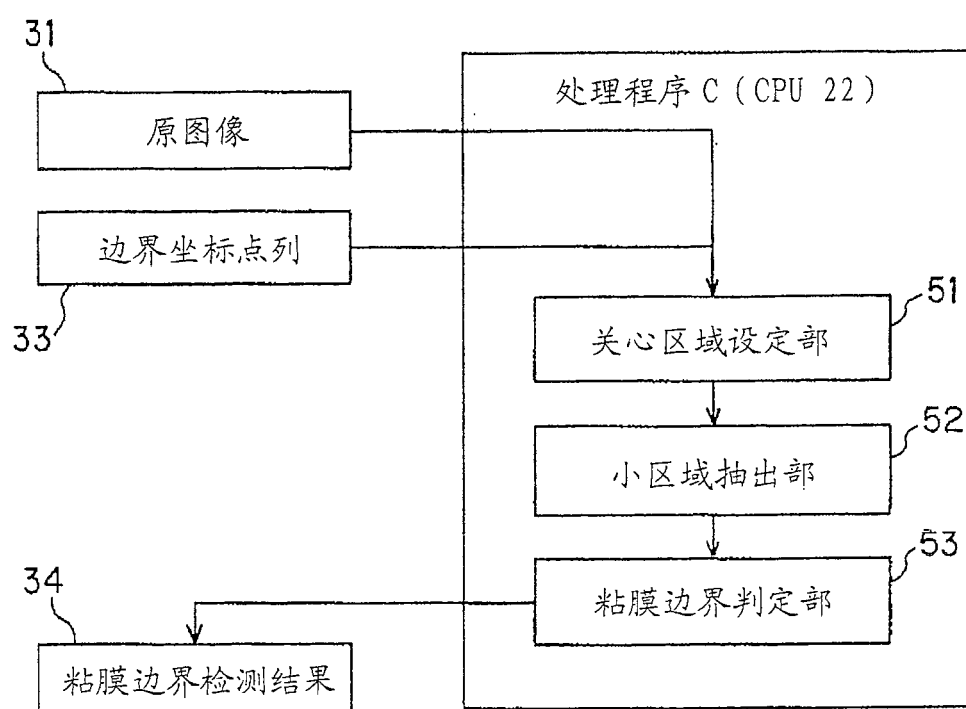


图 11

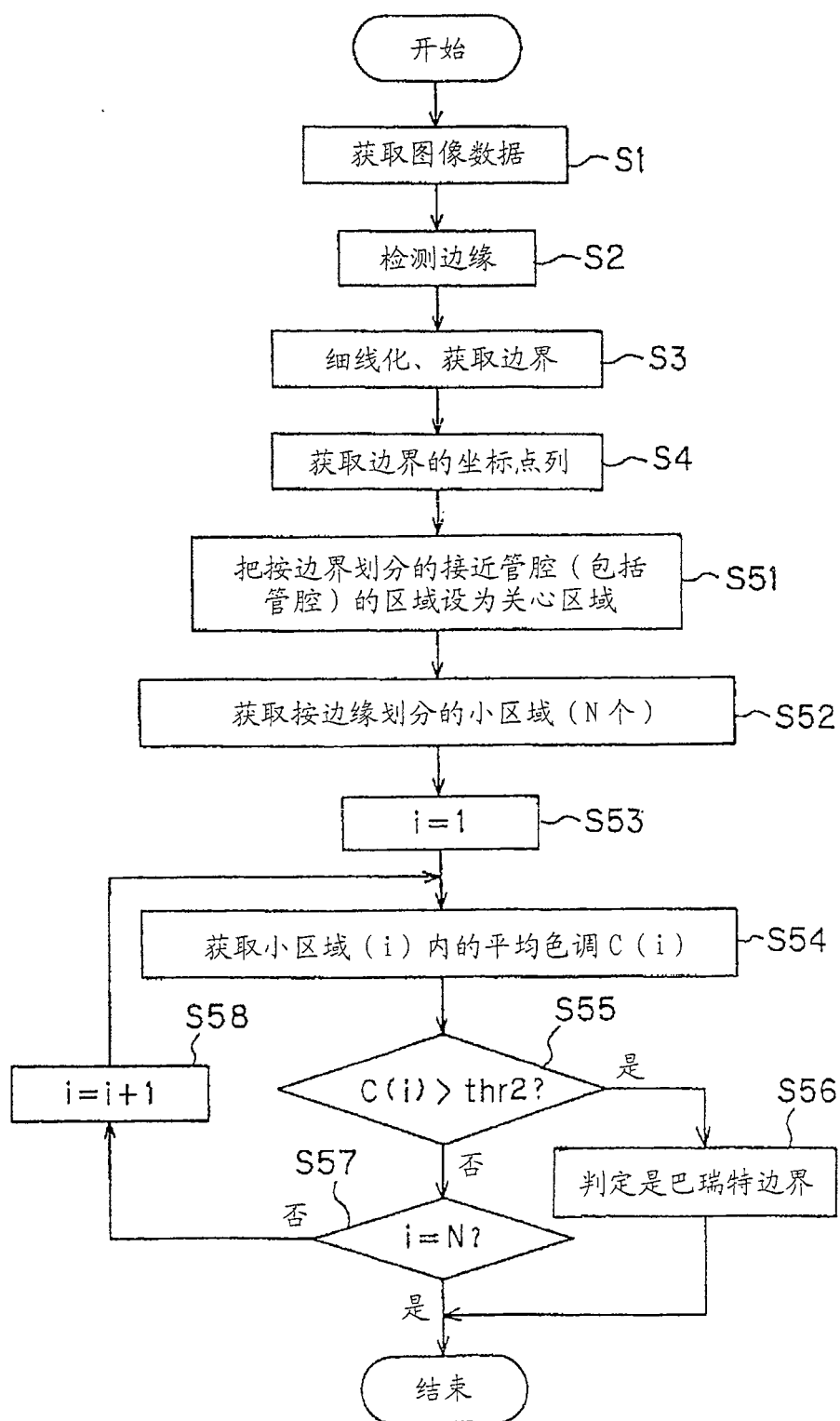


图 12

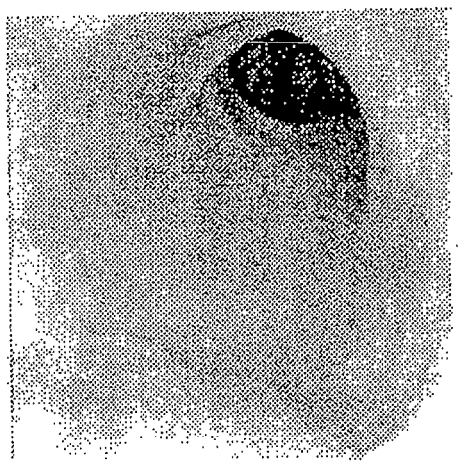


图 13A

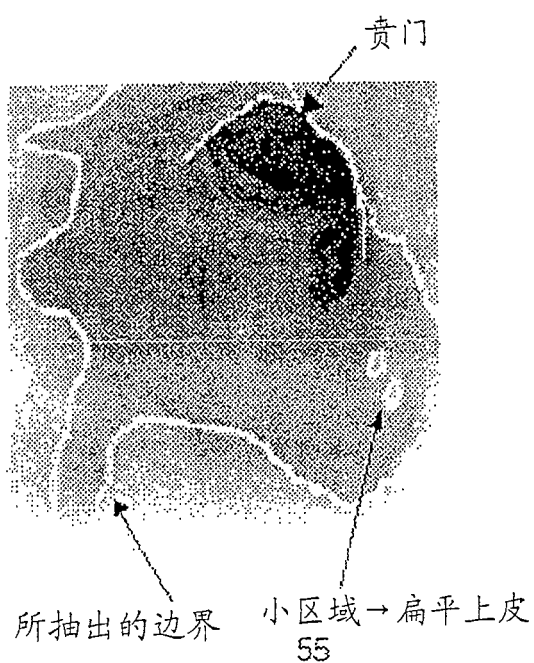


图 13B

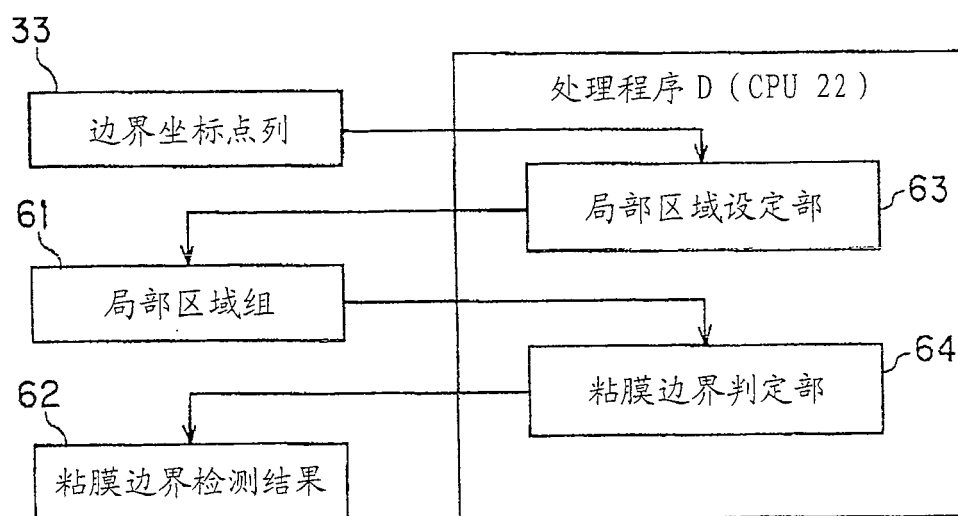


图 14

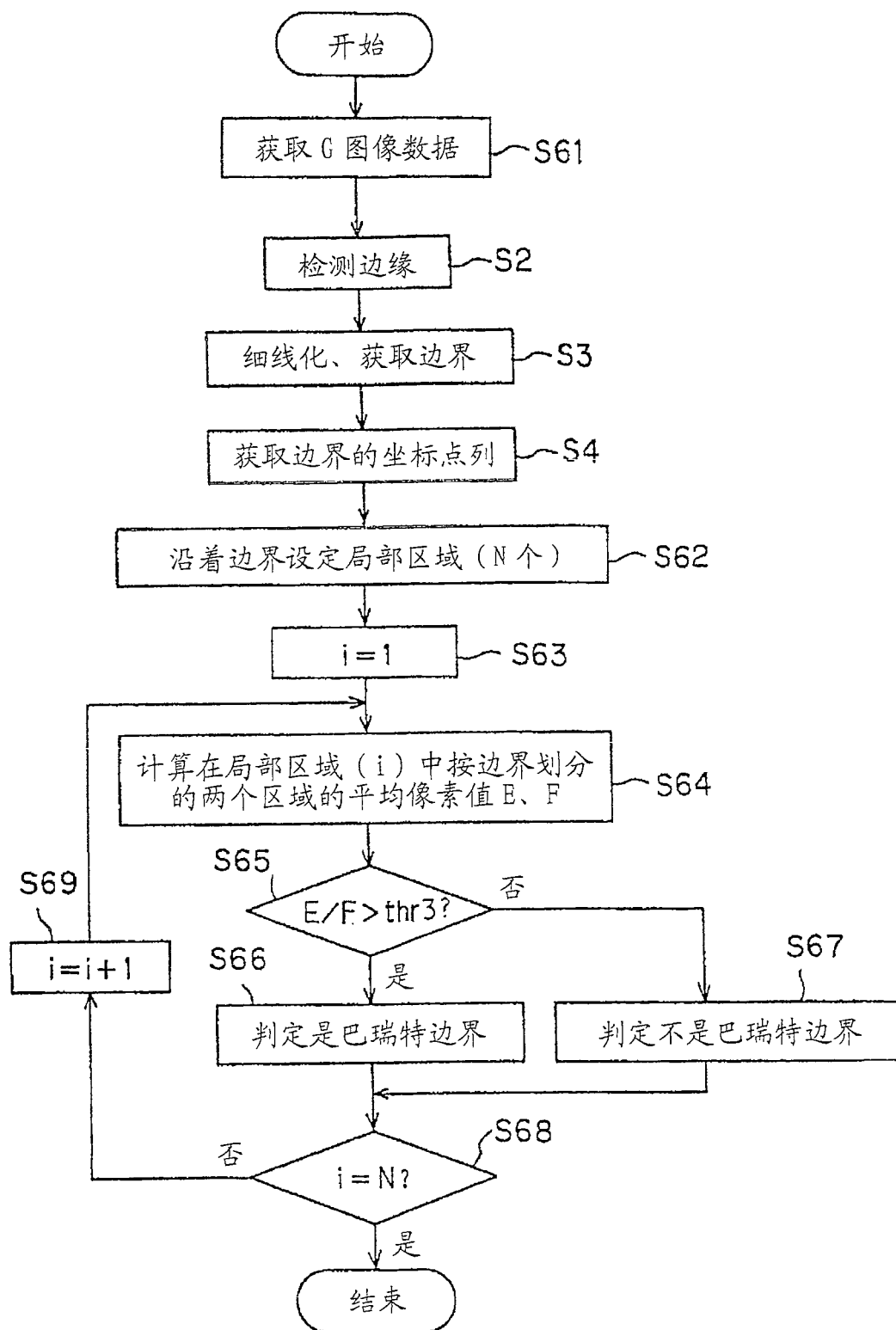


图 15



图 16A

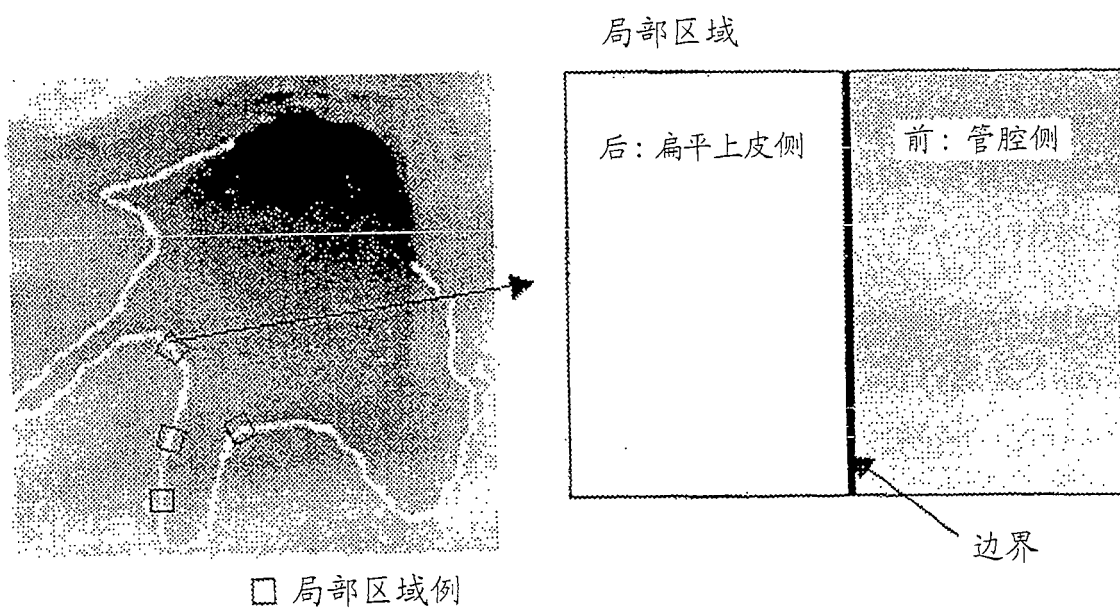


图 16B

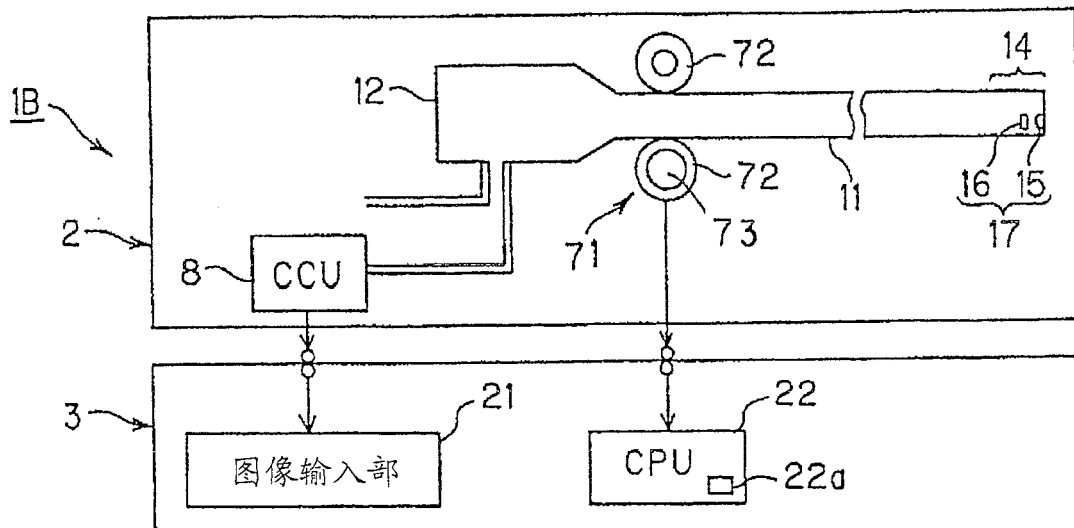


图 17

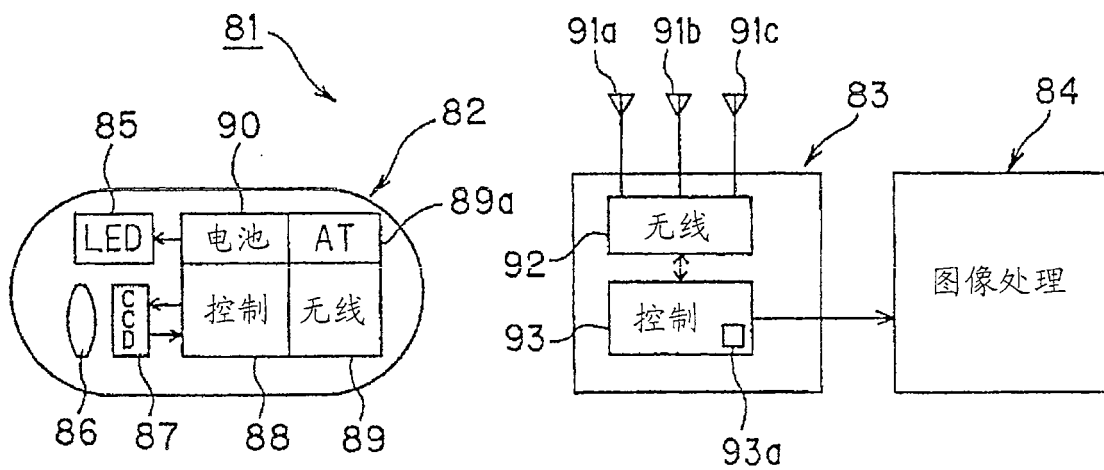


图 18

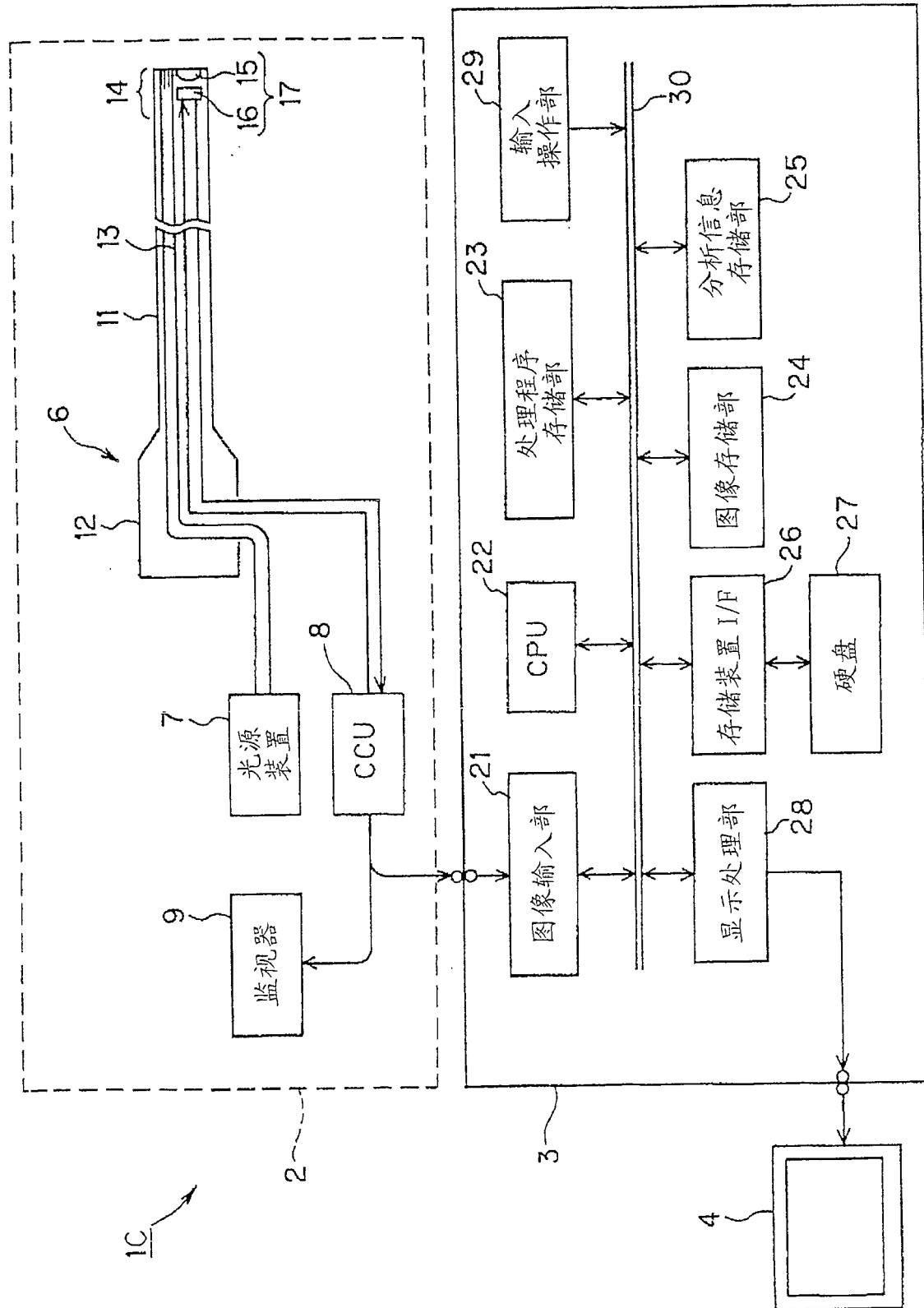


图 19

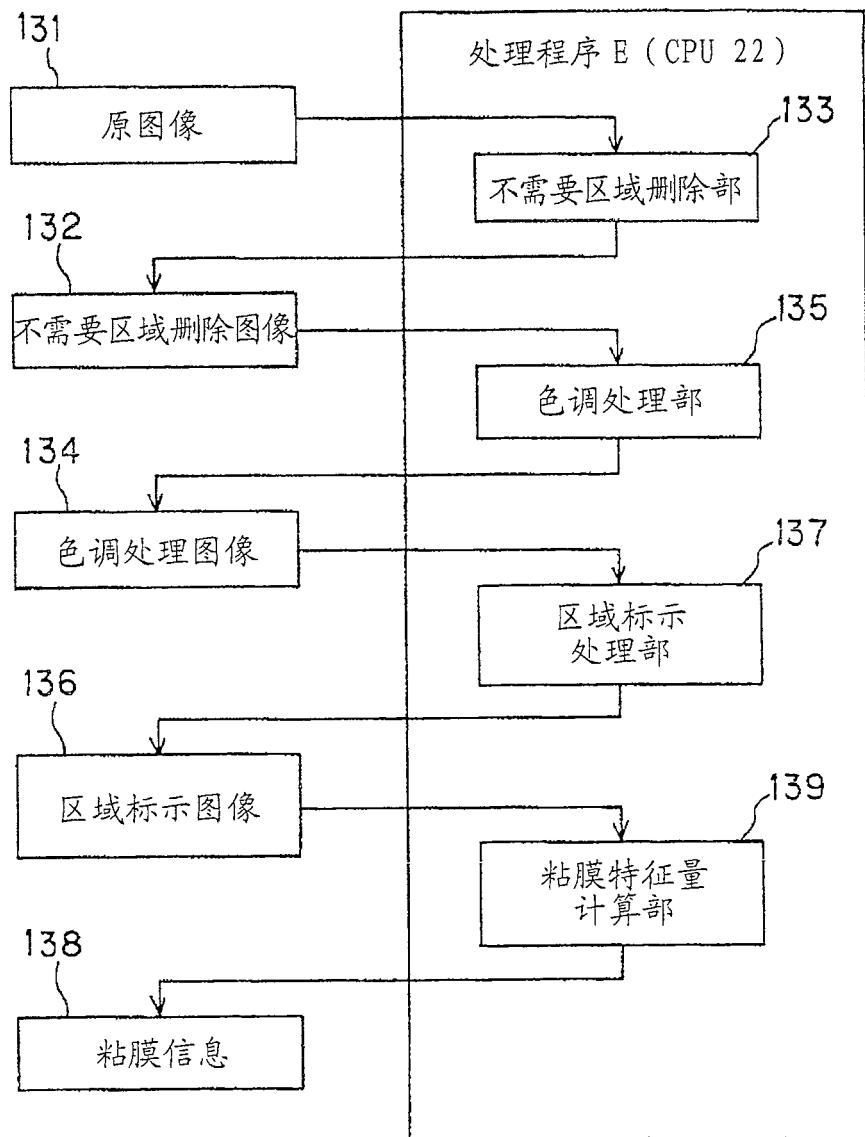


图 20

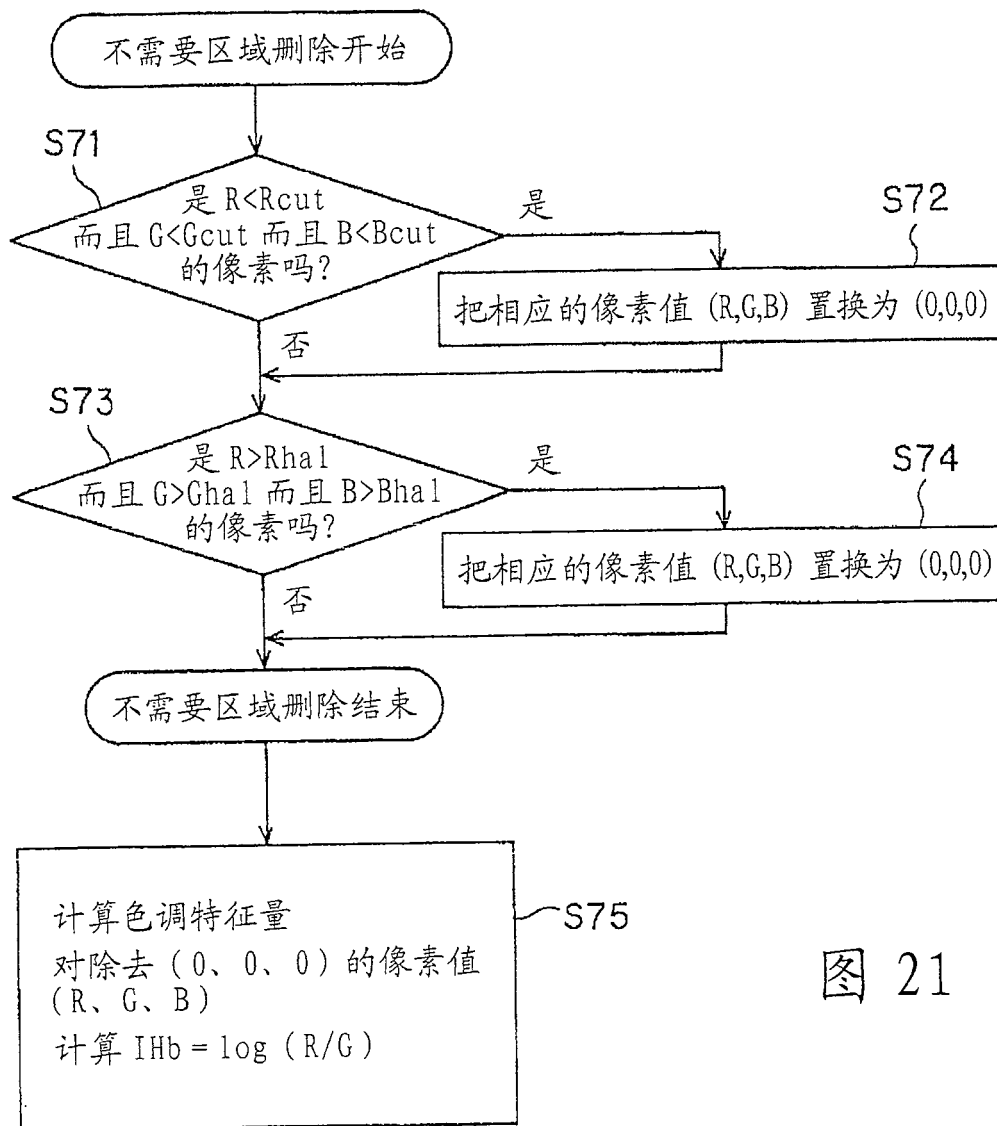


图 21

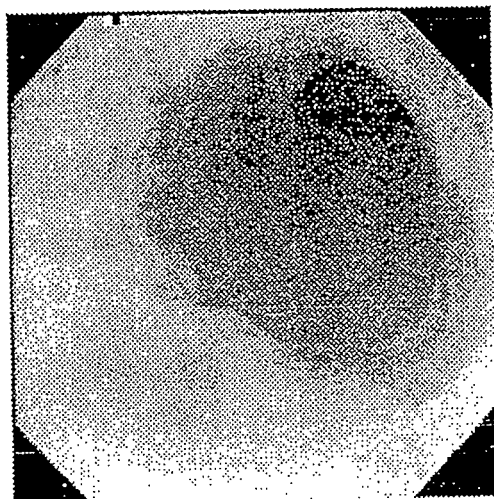


图 22A

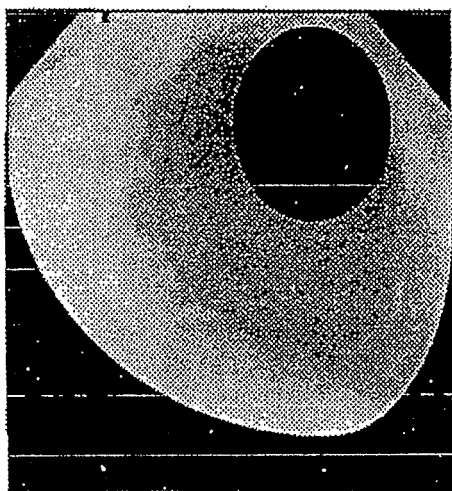


图 22B

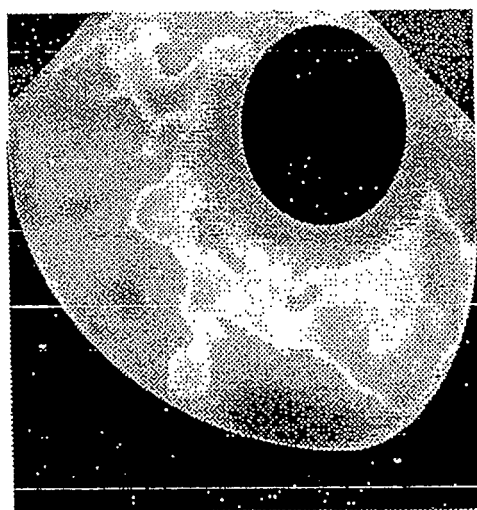


图 22C

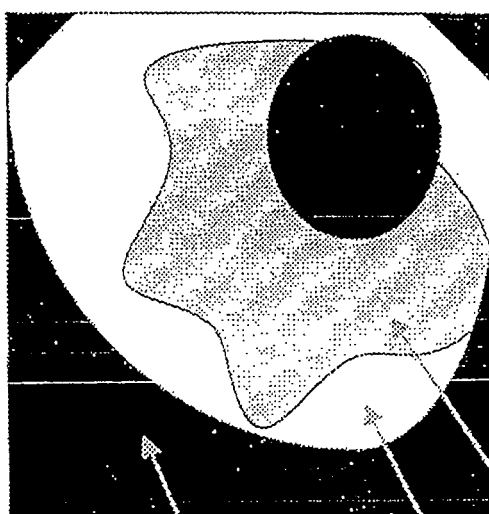


图 22D

像素值 0

像素值 1

像素值 2

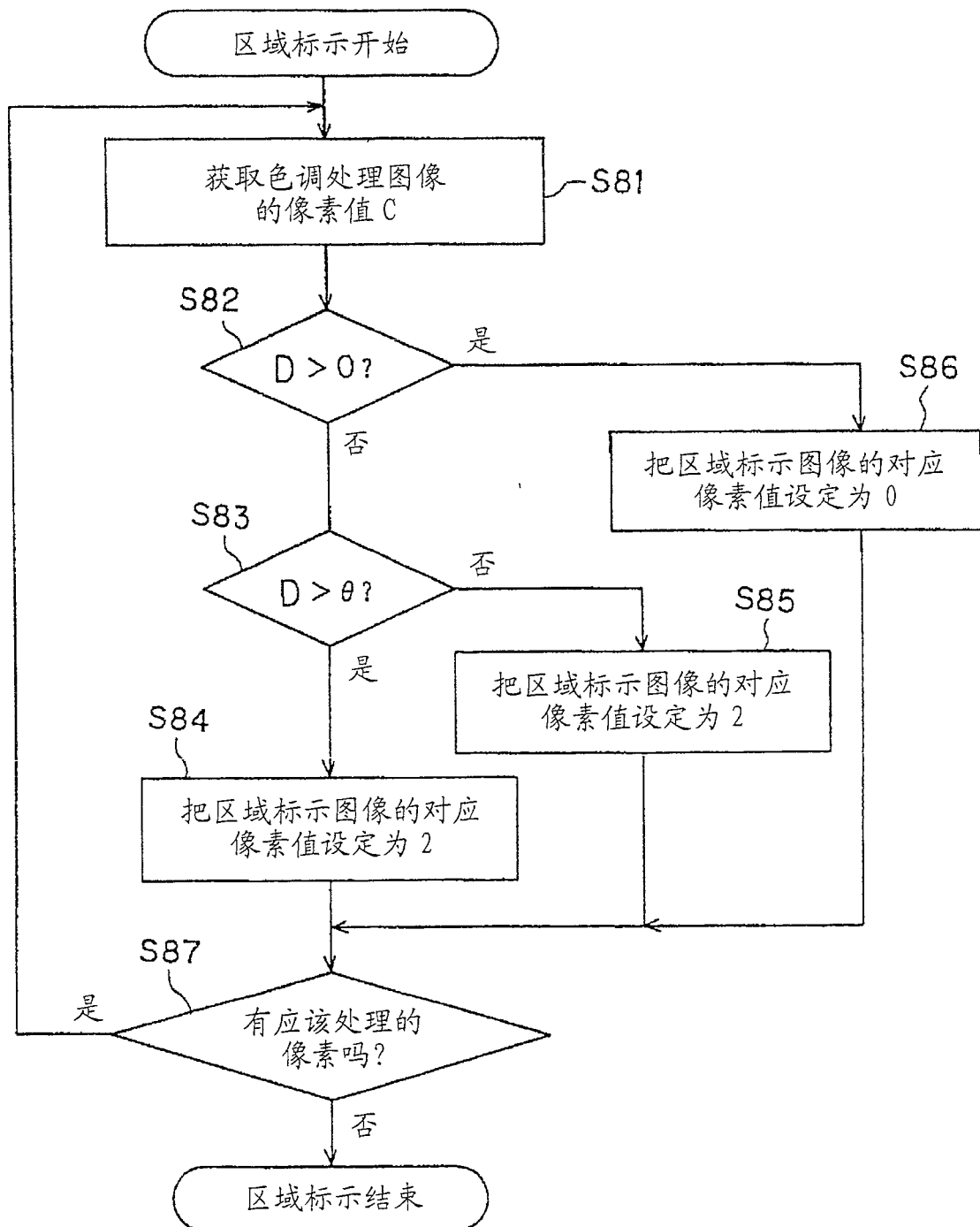


图 23

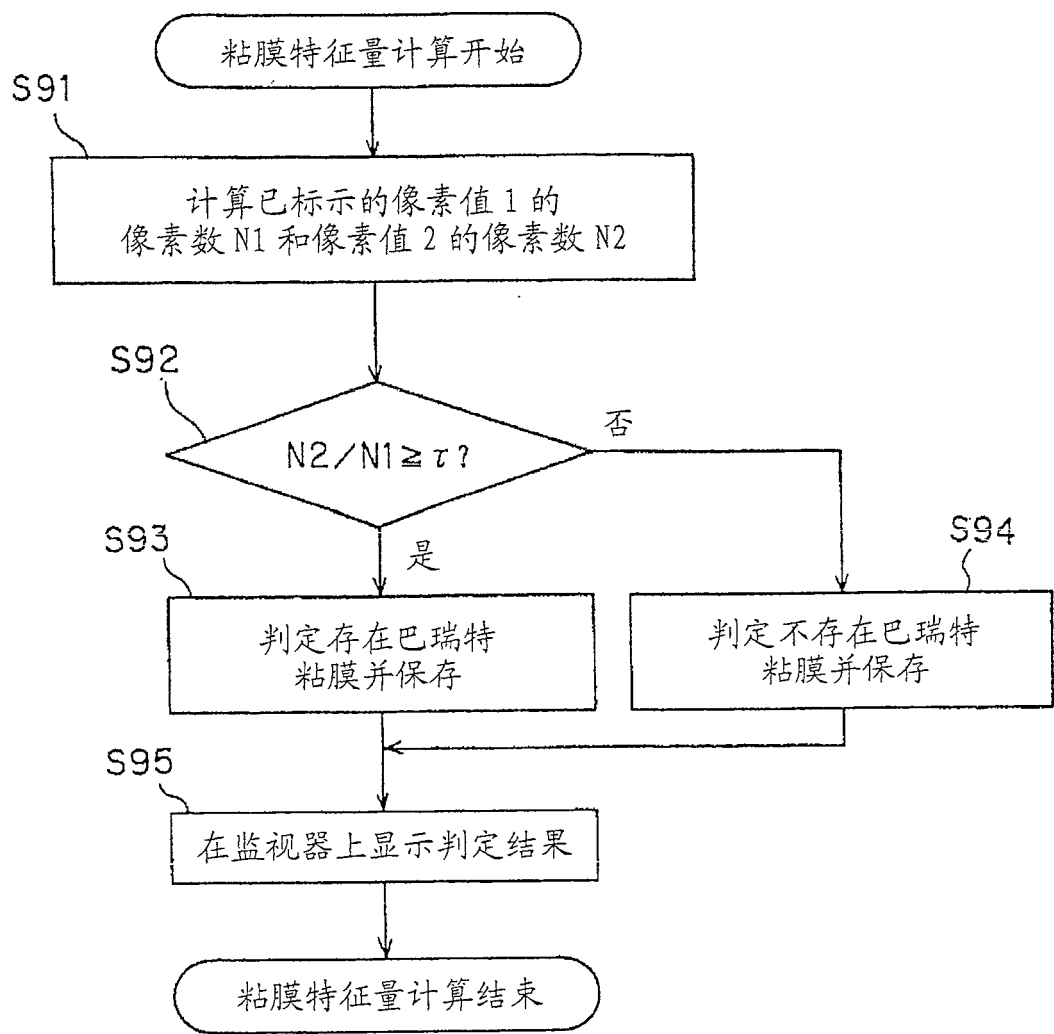


图 24

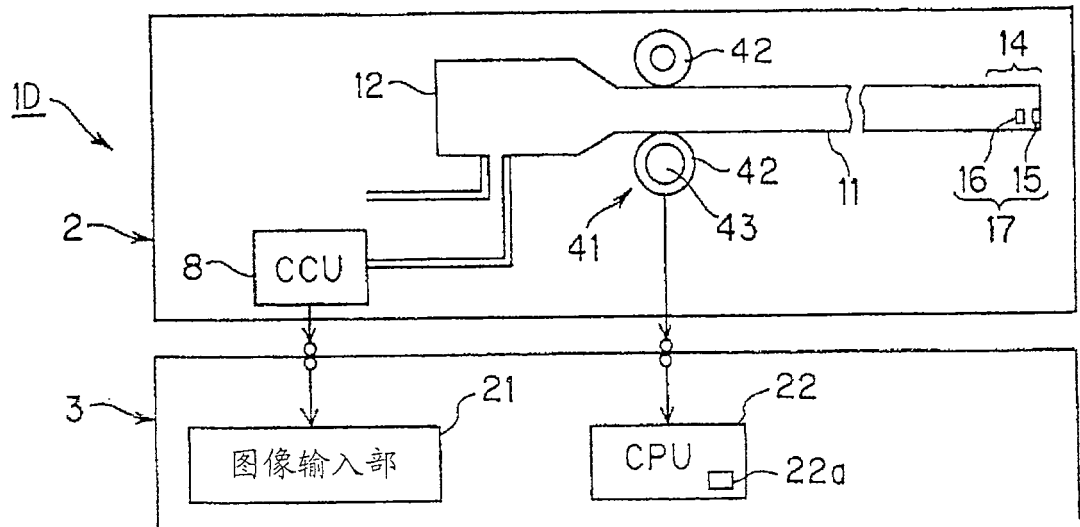


图 25

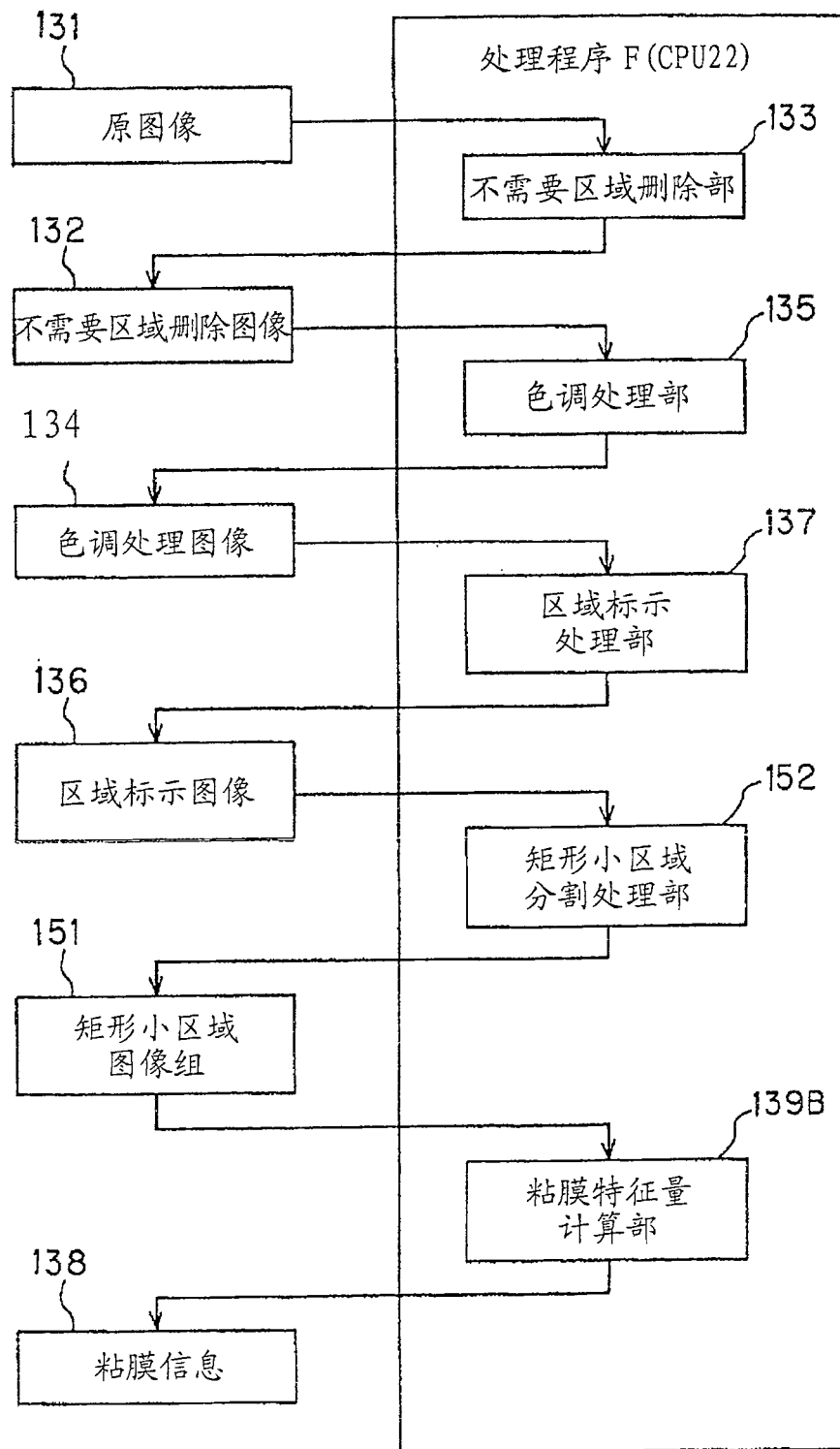


图 26

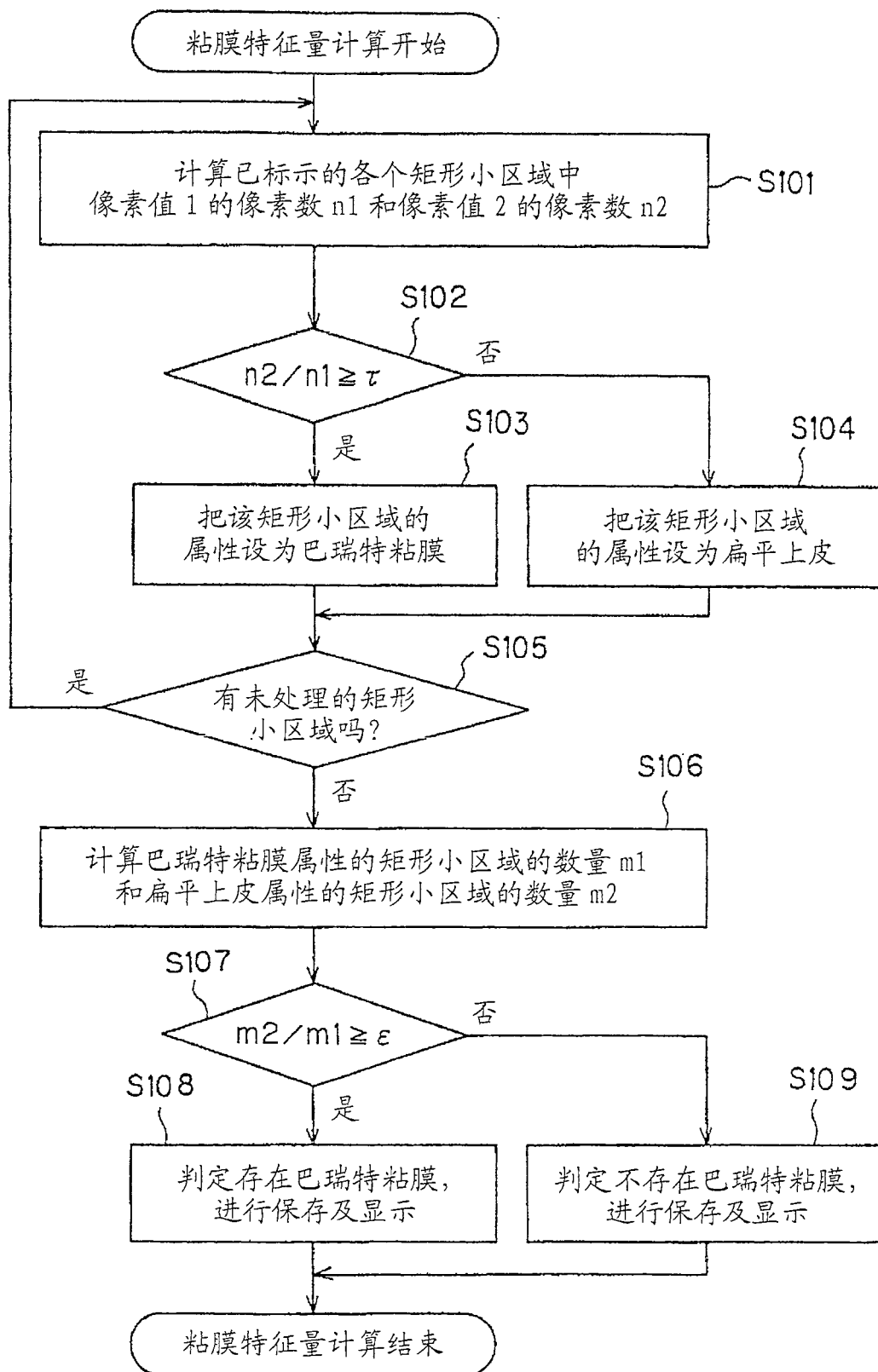


图 28

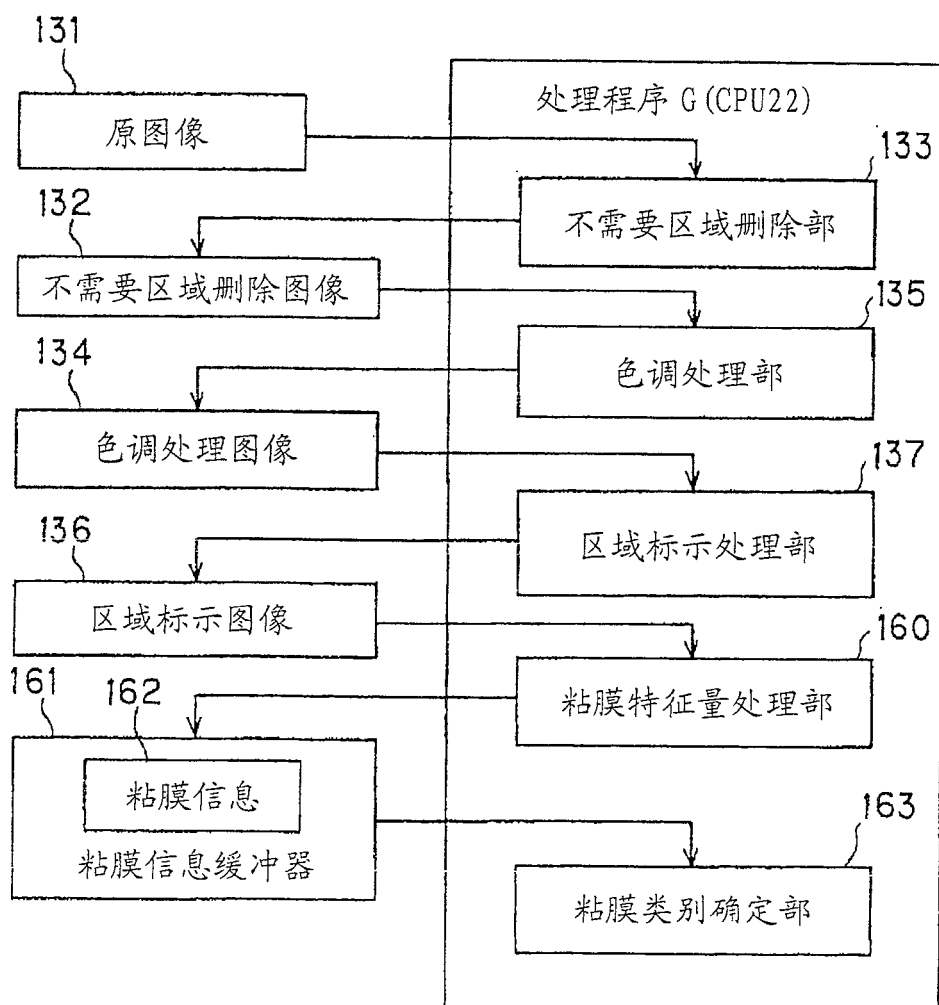


图 29

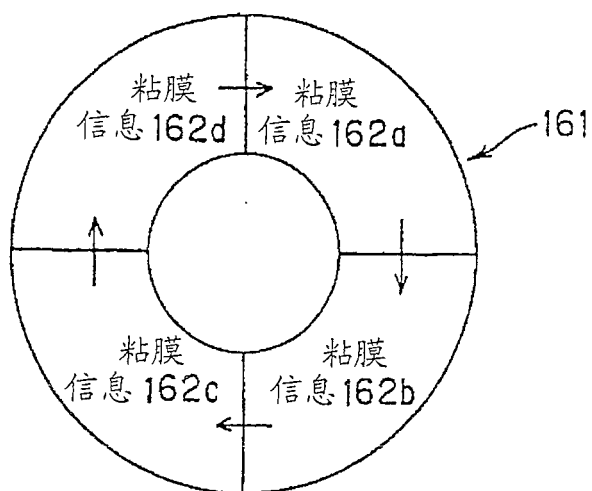


图 30

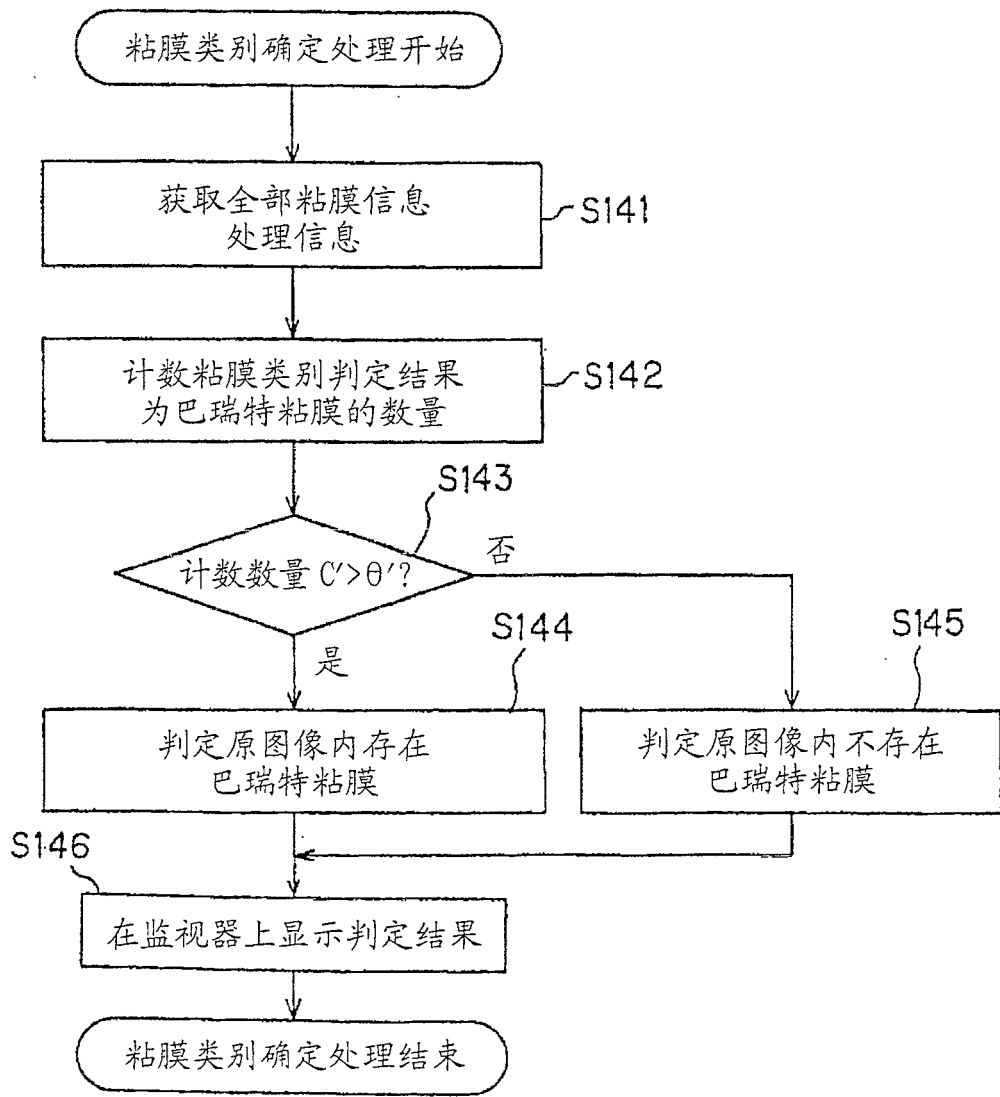


图 31

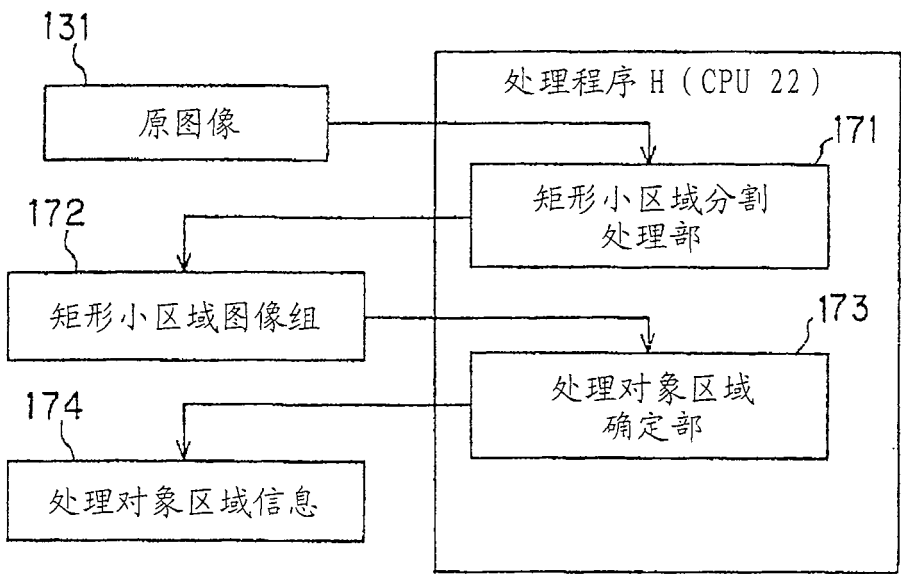


图 32A

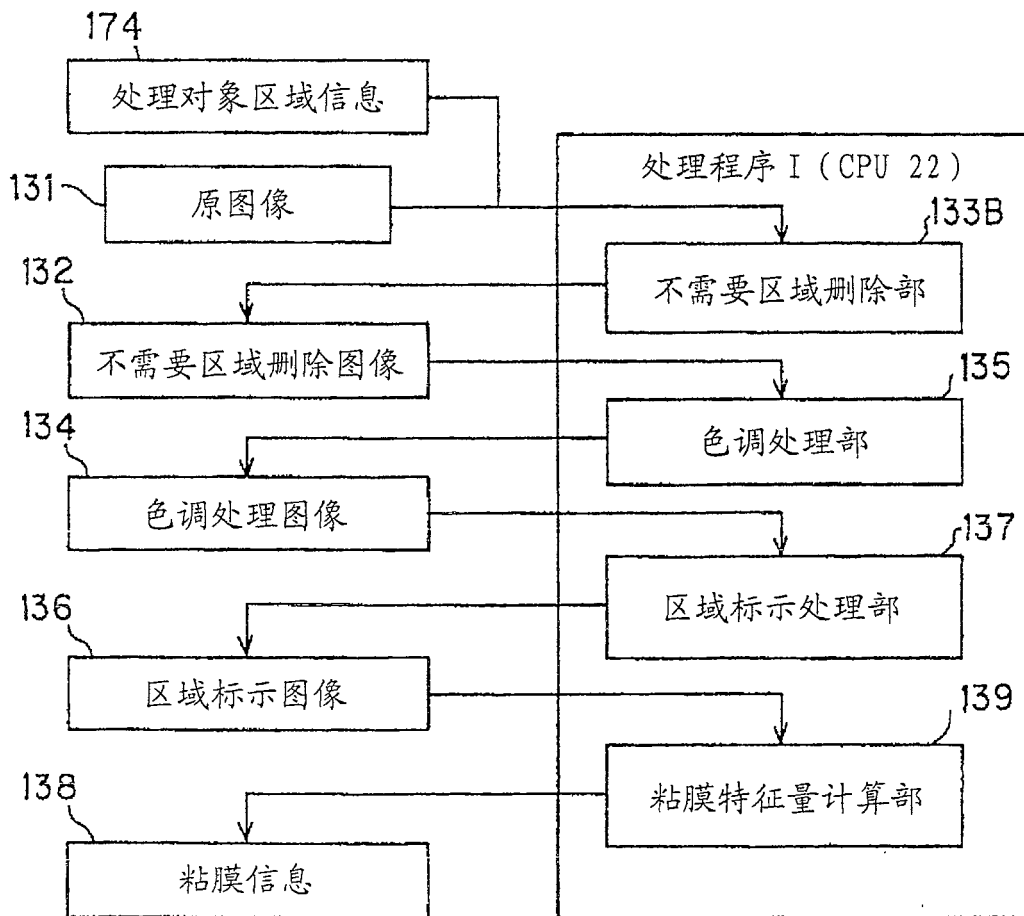


图 32B

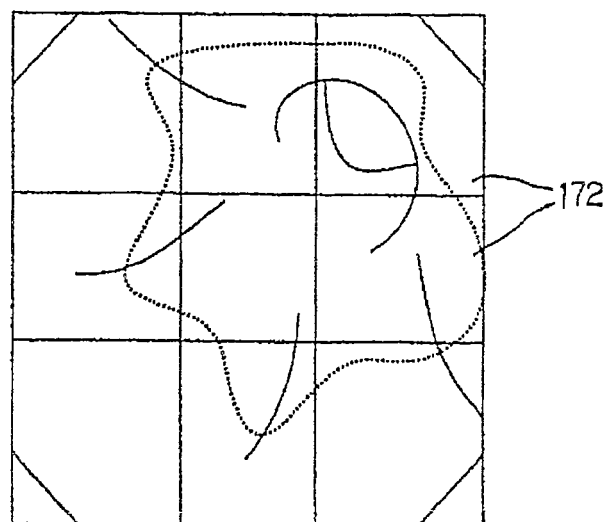


图 33

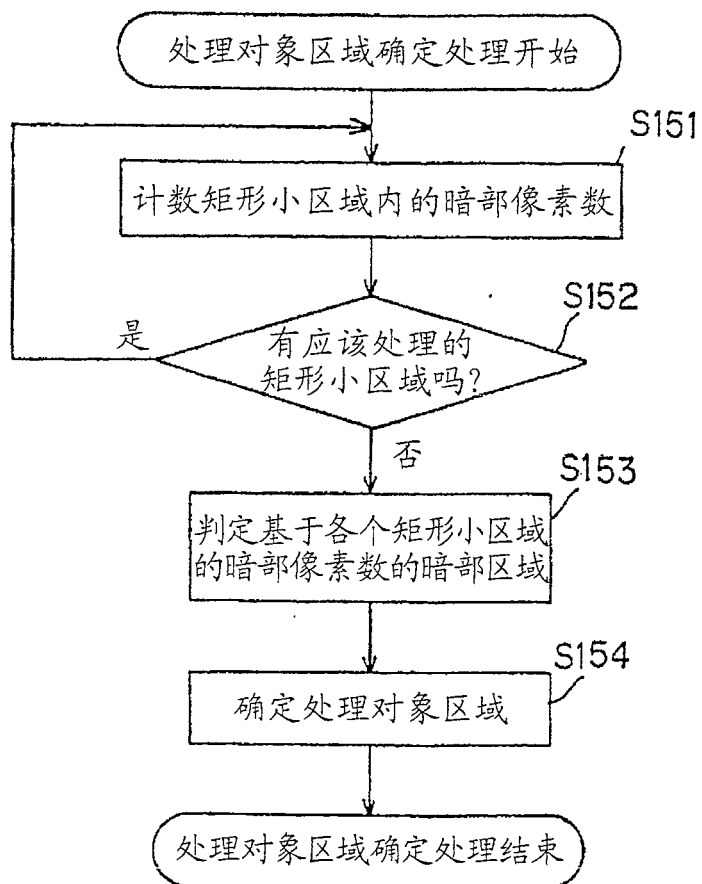


图 34

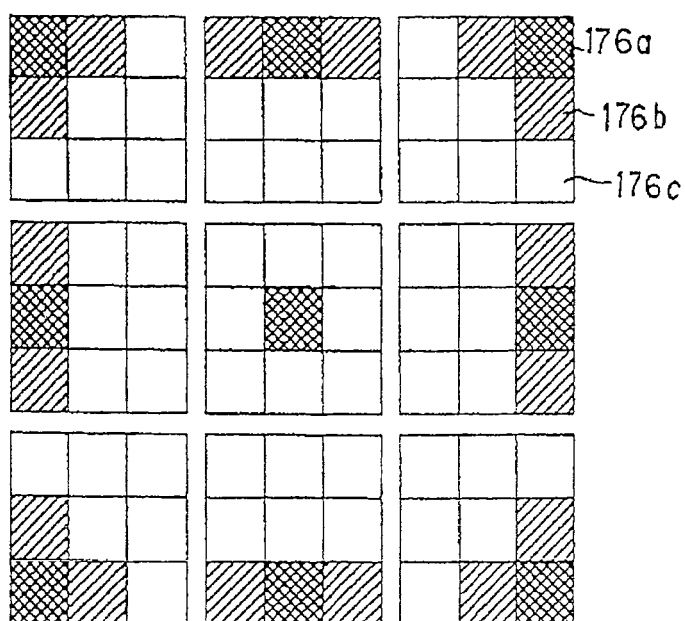


图 35

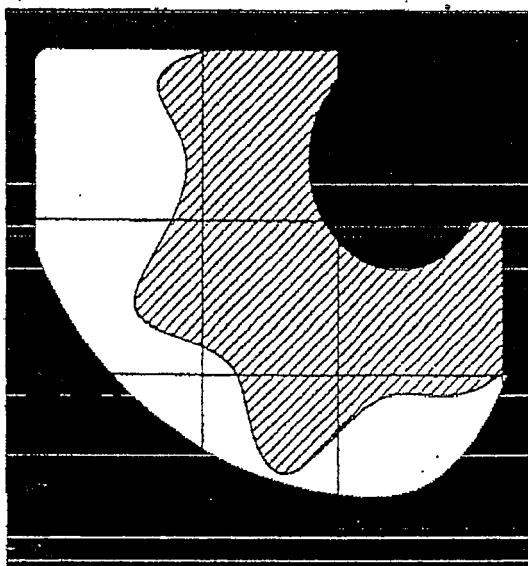


图 36

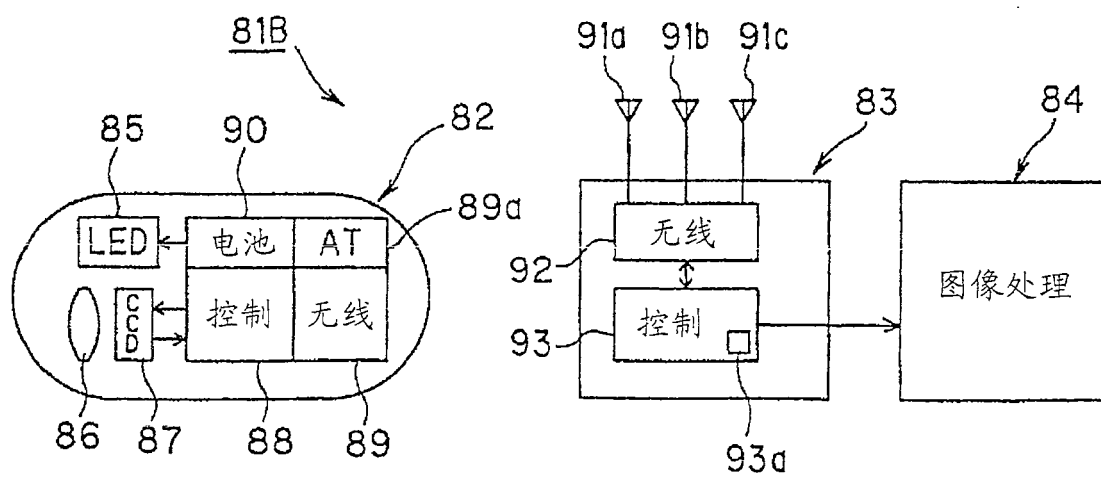


图 37

专利名称(译)	医用图像处理方法		
公开(公告)号	CN100515318C	公开(公告)日	2009-07-22
申请号	CN200580039754.7	申请日	2005-12-08
[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	西村博一 长谷川润 田中秀树 井上凉子 野波徹绪		
发明人	西村博一 长谷川润 田中秀树 井上凉子 野波徹绪		
IPC分类号	A61B1/04		
审查员(译)	刘广达		
优先权	2004360319 2004-12-13 JP 2004359054 2004-12-10 JP		
其他公开文献	CN101060806A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种医用图像处理方法，该方法对拍摄了活体粘膜的医用图像进行图像处理，该医用图像处理方法包括：边界信息检测步骤，其从医用图像中检测相当于活体粘膜的边界部分的边界信息；以及粘膜性状检测步骤，其根据在边界信息检测步骤中检测的边界信息，检测是否存在性状不同的活体粘膜。

