

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580035971.9

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

G06T 1/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)

[43] 公开日 2007 年 9 月 26 日

[11] 公开号 CN 101043841A

[22] 申请日 2005.10.27

[21] 申请号 200580035971.9

[30] 优先权

[32] 2004.10.29 [33] JP [31] 316968/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/019771 2005.10.27

[87] 国际公布 WO2006/046637 日 2006.5.4

[85] 进入国家阶段日期 2007.4.20

[71] 申请人 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

[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

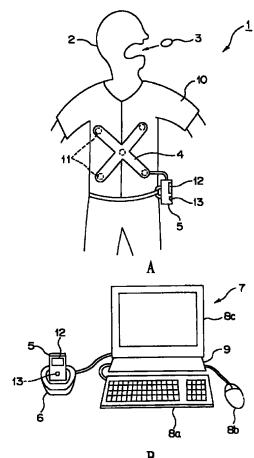
权利要求书 3 页 说明书 36 页 附图 16 页

[54] 发明名称

图像处理方法及胶囊型内窥镜装置

[57] 摘要

本发明提供一种图像处理方法及胶囊型内窥镜装置。其课题在于，提供一种可以判定摄像了被摄体的图像是否是不适于观察和诊断的图像的图像处理方法。本发明的图像处理方法包括以下步骤：特征量计算步骤，对于拍摄被摄体而得到的包含多种颜色信号的多个图像，计算各个图像的特征量；以及拍摄状态判定步骤，对于所述各个图像，比较计算出的所述特征量和预先设定的用于确定图像好坏的拍摄状态阈值，从而判定所述各个图像的拍摄状态。



1. 一种图像处理方法，其特征在于，该图像处理方法包括以下步骤：
特征量计算步骤，对于拍摄被摄体而得到的包含多种颜色信号的多个图像，计算各个图像的特征量；以及
拍摄状态判定步骤，对于所述各个图像，根据计算出的所述特征量判定所述图像的拍摄状态。
2. 根据权利要求1所述的图像处理方法，其特征在于，所述特征量计算步骤计算基于所述图像的明亮度和/或色调和/或频率成分的特征量。
3. 根据权利要求2所述的图像处理方法，其特征在于，所述特征量计算步骤对于构成所述图像的各个像素，计算基于明亮度和/或色调和/或频率成分的特征量。
4. 根据权利要求2所述的图像处理方法，其特征在于，所述特征量计算步骤根据构成所述图像的多种颜色信号中的至少一种所述颜色信号的明亮度，计算所述特征量。
5. 根据权利要求2所述的图像处理方法，其特征在于，
该图像处理方法还包括提取所述图像的色调的色调提取步骤，
所述特征量计算步骤根据在所述色调提取步骤中提取出的所述图像的色调，计算所述特征量。
6. 根据权利要求2所述的图像处理方法，其特征在于，
该图像处理方法还包括提取所述图像的频率成分的频率成分提取步骤，
所述特征量计算步骤根据在所述频率成分提取步骤中提取出的所述图像的频率成分，计算所述特征量。
7. 根据权利要求6所述的图像处理方法，其特征在于，
所述频率成分提取步骤还包括：滤波步骤，应用提取所述图像中构成活体粘膜表面结构成分的频率成分的带通滤波；以及频率功率计算步骤，
计算所述提取出的频率成分的频率功率，所述特征量计算步骤把所述频率功率计算步骤的计算结果作为所述特征量。

8. 根据权利要求 1 所述的图像处理方法，其特征在于，所述拍摄状态判定步骤作为拍摄状态，进行所述图像的对于活体粘膜表面的拍摄状态和/或包含活体粘膜表面以外的拍摄对象物的拍摄状态的判定。

9. 根据权利要求 8 所述的图像处理方法，其特征在于，所述拍摄状态判定步骤作为对于活体粘膜表面的拍摄状态，判定暗部和/或晕光和/或由于过度接近、浸水或移动造成的失焦。

10. 根据权利要求 8 所述的图像处理方法，其特征在于，所述拍摄状态判定步骤作为活体粘膜表面以外的拍摄对象物，判定消化器官内的残渣和/或泡和/或液体。

11. 根据权利要求 9 或 10 所述的图像处理方法，其特征在于，所述拍摄状态判别步骤根据所述图像中小于预定值的像素的像素数和所述图像中小于所述预定值的像素的比例中的至少一方、和所述特征量计算步骤计算出的所述基于明亮度的特征量，将所述图像分类为处于不适当拍摄状态的暗部图像。

12. 根据权利要求 9 或 10 所述的图像处理方法，其特征在于，所述拍摄状态判别步骤根据所述图像中大于预定值的像素的像素数和所述图像中大于所述预定值的像素的比例中的至少一方、和所述特征量计算步骤计算出的所述基于明亮度的特征量，将所述图像分类为处于不适当拍摄状态的晕光图像。

13. 根据权利要求 9 或 10 所述的图像处理方法，其特征在于，所述拍摄状态判别步骤根据所述图像中具有预定色调的像素的像素数和所述图像中具有所述预定色调的像素的比例中的至少一方、和所述特征量计算步骤计算出的所述基于色调的特征量，将所述图像分类为处于不适当拍摄状态的图像。

14. 根据权利要求 9 或 10 所述的图像处理方法，其特征在于，所述拍摄状态判别步骤根据使用了所述基于色调的特征量的线性判别函数，来判定所述图像是否处于不适当的拍摄状态。

15. 根据权利要求 9 或 10 所述的图像处理方法，其特征在于，所述拍摄状态判定步骤将所述基于频率的特征量与预定的阈值进行比较，由此判

定所述图像是否处于不适当的拍摄状态。

16. 一种胶囊型内窥镜装置，其特征在于，该胶囊型内窥镜装置具有：
 摄像装置，其拍摄被摄体而生成包含多种颜色信号的多个图像；以及
 图像处理装置，其对所述图像计算各个图像的特征量，对于所述各个
 图像，根据计算出的所述特征量来判定所述图像的拍摄状态，根据该判定
 结果进行处理的控制。

17. 根据权利要求 16 所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，该胶囊
 型内窥镜装置还具有保存所述图像的存储装置和显示所述图像的显示装
 置，

 所述图像处理装置控制与所述存储装置和/或显示装置相关的处理，并
 且对于被判定为处于包括活体粘膜表面以外的拍摄状态的图像，控制为不
 进行保存和/或显示。

18. 一种胶囊型内窥镜装置，其特征在于，该胶囊型内窥镜装置具有：
 图像生成单元，其拍摄被摄体而生成包含多种颜色信号的多个图像；
 特征量计算单元，其对于所述图像计算各个图像的特征量；
 拍摄状态判定单元，其对于所述各个图像，根据计算出的所述特征量
 判定所述图像的拍摄状态；以及

 控制单元，其根据所述拍摄状态判定单元的判定结果进行处理的控
 制。

19. 根据权利要求 18 所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，该胶囊
 型内窥镜装置还具有保存所述图像的保存单元和显示所述图像的显示单
 元，

 所述控制单元控制与所述图像的保存单元和/或显示单元相关的处理，
 并且对于被所述拍摄状态判定单元判定为处于包括活体粘膜表面以外的拍
 摄状态的图像，控制为不进行保存和/或显示。

图像处理方法及胶囊型内窥镜装置

技术领域

本发明涉及从由内窥镜装置拍摄到的体腔内的内窥镜图像中检测不适用于诊断的图像，控制不适当的图像的显示和/或保存的图像处理方法及胶囊型内窥镜装置。

背景技术

在医疗领域中，广泛使用 X 射线、CT、MRI、超声波观测装置、内窥镜装置等具有图像拍摄功能的医疗设备进行体腔内脏器的观察和诊断。在这种具有图像拍摄功能的医疗设备中，例如，内窥镜装置将细长的插入部插入体腔内，利用固体摄像元件等摄像单元拍摄通过设于该插入部的前端部的物镜光学系统而取入的体腔内的脏器图像。内窥镜装置以该摄像信号为基础，在监视器画面上显示体腔内脏器的内窥镜图像，手术医生根据显示在该监视器画面上的内窥镜图像进行观察和诊断。

该内窥镜装置可以直接拍摄消化器官粘膜图像，能够综合地观察粘膜的色调、病变形状、粘膜表面的细微结构等各种表现。

近年来，作为与该内窥镜装置同样地可期待实用性的、新的具有图像拍摄功能的医疗设备，正在开发胶囊型内窥镜装置。一般地，胶囊型内窥镜装置由胶囊型内窥镜、接收器和观察装置构成，胶囊型内窥镜在被检者从口部吞入并在体内的消化器官内行进的过程中拍摄消化器官内部，向体外发送该拍摄到的摄像信号，接收器在体外接收发送出的摄像信号，并记录存储该接收到的摄像信号，观察装置根据记录存储在该接收器中的摄像信号，在监视器上显示摄像图像。这种结构的胶囊型内窥镜装置例如有在日本特开 2000—23980 号公报中公开的装置。

在被检者将胶囊型内窥镜口服吞入后到被排出体外为止的期间中，所述胶囊型内窥镜装置拍摄体腔内部，向设于体外的接收器发送该拍摄到的

摄像信号。从被检者吞入该胶囊型内窥镜到通过体腔内的食道、胃、十二指肠、小肠和大肠各个消化器官而被排出体外需要几个小时。例如，假设胶囊型内窥镜每秒拍摄两张（帧）图像发送给体外的接收器，从吞入该胶囊型内窥镜到排出体外花费了 6 小时，则胶囊型内窥镜在体腔内行进期间所拍摄的图像数量达 43200 张，非常庞大。如果全部记录这些图像，则存储装置需要非常大的容量，存在装置成本增加的问题。作为解决该问题的方法，例如可以考虑使用图像压缩处理来削减图像容量的方法。在该方法中，所记录的图像的像质劣化，难以观察粘膜表面的细微结构和微妙的色调变化。

并且，在观察装置上显示这样庞大数量的图像进行观察和诊断时，例如即使每秒显示 10 张图像，显示所有图像也需要长达 72 分钟的较长的时间。手术医生将要在这么长时间内观察所显示的摄像图像，对手术医生而言存在时间上负荷极大的问题。作为解决这种问题的方法，例如可以考虑增加每单位时间显示的图像数量来缩短观察时间的方法。在该方法中，从防止漏看病变部位和实现准确的观察诊断的角度考虑，每单位时间的显示图像数量存在极限，对手术医生而言缩短观察时间比较困难。

另一方面，通过胶囊型内窥镜装置拍摄的体腔内脏器的图像未必全部是适于诊断的图像。例如，可以列举极暗部位和晕光占据了视野的大部分的图像、过度接近或过度接触活体粘膜时看到的视野整体上呈红色/黄色等色调的图像（在内窥镜医生之间俗称为“红球”等的、在过度接近消化器管壁的状态下拍摄到的图像）、摄入了大肠中的粪便等残渣（异物）的图像等。这些不适于诊断的图像（以下称为不适当图像）在通常的内窥镜观察中经常被观察到。在与食物同样地基本利用消化器官的蠕动运动而移动并能够得到视野变化的胶囊型内窥镜中，由于停留，有可能连续出现相同的不适当图像。

发明内容

本发明的目的在于，提供一种可以判定拍摄被摄体而得到的图像是否是不适于观察和诊断的图像的图像处理方法，以及提供一种胶囊型内窥镜

装置，其具有可以判定拍摄被摄体而得到的图像是否是不适于观察和诊断的图像的图像处理装置。

本发明的第 1 方式的图像处理方法包括以下步骤：特征量计算步骤，对拍摄被摄体而得到的包含多种颜色信号的多个图像，计算各个图像的特征量；以及摄像状态判定步骤，对所述各个图像，根据计算出的所述特征量判定所述图像的拍摄状态。

本发明的第 2 方式的胶囊型内窥镜装置具有：摄像装置，其拍摄被摄体而生成包含多种颜色信号的多个图像；图像处理装置，其对所述图像计算各个图像的特征量，对所述各个图像，根据计算出的所述特征量判定所述图像的拍摄状态，根据该判定结果进行处理的控制。

本发明的第 3 方式的胶囊型内窥镜装置具有：图像生成单元，其拍摄被摄体而生成包含多种颜色信号的多个图像；特征量计算单元，其对所述图像计算各个图像的特征量；拍摄状态判定单元，其对所述各个图像，根据计算出的所述特征量来判定所述图像的拍摄状态；以及控制单元，其根据所述拍摄状态判定单元的判定结果进行处理的控制。

附图说明

图 1A 是表示使用本发明的图像处理方法的胶囊型内窥镜装置 1 的概要结构的方框图。

图 1B 是表示使用本发明的图像处理方法的终端装置 7 的概要结构的方框图。

图 2 是说明胶囊型内窥镜装置 1 的胶囊型内窥镜 3 的概要结构的说明图。

图 3 是表示胶囊型内窥镜装置 1 的概要内部结构的方框图。

图 4 是说明从胶囊型内窥镜 3 发送的信号结构的说明图。

图 5 是说明胶囊型内窥镜 3 的位置检测的说明图。

图 6 是说明胶囊型内窥镜装置 1 的天线单元 4 的说明图。

图 7 是说明胶囊型内窥镜装置 1 的屏蔽夹克 72 的示意图。

图 8 是说明胶囊型内窥镜装置 1 的外部装置 5 在被检体上的佩戴状态

的说明图。

图 9 是表示胶囊型内窥镜 3 的结构的方框图。

图 10 是说明有关暗部图像的判定的处理动作的流程图。

图 11 是说明有关晕光图像的判定的处理动作的流程图。

图 12 是说明有关异物图像的判定的处理动作的流程图。

图 13 是说明在计算表示像素色调的参数时使用的数组表的说明图。

图 14 是说明以表示像素的色调的两个参数为轴的二维区域中、活体粘膜表面像素和异物像素的分布区域的说明图。

图 15 是说明通过一系列的步骤判定暗部图像、晕光图像和异物图像时的处理动作的流程图。

图 16 是说明有关过度接近图像的判定的处理动作的流程图。

图 17 是说明有关其他观察不适当图像的判定的处理动作的流程图。

图 18 是说明在本实施方式中使用的数字滤波器的频率特性的简图。

图 19A 是说明晕光边缘边界部的频带滤波结果的变化的图，图 19A 是说明图像中的晕光位置的说明图。

图 19B 是说明图 19A 中的 a—a' 截面的像素值的分布图。

图 19C 是说明将频带滤波应用于图 19A 所示图像的结果的说明图。

图 19D 是说明图 19C 中的 b—b' 截面的像素值的分布图。

图 20 是说明有关不适当图像的判定的处理动作的流程图。

图 21 是说明终端装置 7 的图像显示动作的流程图。

图 22 是说明终端装置 7 的图像保存动作的流程图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施方式。

(第一实施方式)

首先，使用附图说明本发明的第一实施方式的胶囊型内窥镜装置及图像处理方法。首先，使用图 1～图 9 说明本发明的第一实施方式的胶囊型内窥镜装置。图 1A 是表示使用本发明的图像处理方法的胶囊型内窥镜装置 1 的概要结构的方框图。图 1B 是表示使用本发明的图像处理方法的终

端装置 7 的概要结构的方框图。图 2 是说明胶囊型内窥镜装置 1 的胶囊型内窥镜 3 的概要结构的说明图。图 3 是表示胶囊型内窥镜装置 1 的概要内部结构的方框图。图 4 是说明从胶囊型内窥镜 3 发送的信号结构的说明图。图 5 是说明胶囊型内窥镜 3 的位置检测的说明图。图 6 是说明胶囊型内窥镜装置 1 的天线单元 4 的说明图。图 7 是说明胶囊型内窥镜装置 1 的屏蔽夹克 72 的说明图。图 8 是说明胶囊型内窥镜装置 1 的外部装置 5 在被检体上的佩戴状态的说明图。图 9 是表示胶囊型内窥镜 3 的结构的方框图。

作为使用本发明的图像处理方法的摄像装置的胶囊型内窥镜装置 1，如图 1A 所示，由胶囊型内窥镜 3、天线单元 4 和外部装置 5 构成。胶囊型内窥镜 3 的具体情况将在后面叙述，其形成为从被检体即患者 2 的口吞入体腔内，通过蠕动运动在消化器官内行进的形状。并且，胶囊型内窥镜 3 具有在内部拍摄消化器官内部并生成其摄像图像信息的摄像功能、和向体外发送该摄像图像信息的发送功能。天线单元 4 的具体情况将在后面叙述，其设置在患者 2 的身体表面上。此外，天线单元 4 具有用于接收从所述胶囊型内窥镜 3 发送的摄像图像信息的多个接收天线 11。外部装置 5 的外形形成为箱形形状，具体情况将在后面叙述，具有所述天线单元 4 接收到的摄像图像信息的各种处理、摄像图像信息的记录和基于摄像图像信息的摄像图像显示等功能。在该外部装置 5 的外壳表面设有显示所述摄像图像的液晶监视器 12、进行各种功能的操作指示的操作部 13。

并且，该外部装置 5 设有关驱动电源用的电池余量的警告显示用 LED、作为操作部 13 的电源开关。并且，也可以在胶囊型内窥镜 3 的内部具有使用了 CPU 和存储器的运算执行部，对接收到的和已记录的摄像图像信息实施后述的本发明的图像处理方法。

该外部装置 5 佩戴在患者 2 的身体上，并且如图 1B 所示，通过安装在托架 6 上而与作为图像处理装置的终端装置 7 连接。该终端装置 7 例如包括：使用计算机的具有各种数据处理功能和存储装置（存储功能）的终端主体 9；各种操作处理输入用的键盘 8a 和鼠标 8b；以及作为显示各种处理结果的显示装置的显示器 8c。该终端装置 7 的基本功能如下，通过托架 6 取入记录在所述外部装置 5 中的摄像图像信息，写入记录到内置于终端

主体 9 的可重写的存储器、或可在终端主体 9 上自由装拆的可重写的半导体存储器等可移式存储器中,而且进行在显示器 8c 上显示该记录的摄像图像信息的图像处理。另外,存储在所述外部装置 5 中的摄像图像信息,也可以替代所述托架 6 而通过 USB 线缆等取入终端装置 7 中。这种托架 6 等是输入由胶囊型内窥镜 3 拍摄的图像的图像输入单元。

在该终端装置 7 的图像处理中,根据从所述外部装置 5 取入记录的摄像图像信息,选择根据时间经过而显示的图像,利用后述的本实施方式的图像处理方法检测不适用于诊断的图像等。

下面,使用图 2 说明所述胶囊型内窥镜 3 的外形和内部结构。胶囊型内窥镜 3 形成为胶囊形状,由截面呈 U 字状的外壳部件 14 和在该外壳部件 14 的前端侧的开放端通过粘接剂而水密地安装的、由透明材料形成的大致半球形状的护罩部件 14a 构成。

在由该外壳部件 14 和护罩部件 14a 构成的胶囊形状的内部中空部中,在所述护罩部件 14a 的半球圆弧的中央部分的内部,取入经由护罩部件 14a 入射的观察部位像的物镜 15 被收纳配置在透镜框 16 中。在该物镜 15 的成像位置处,配置有作为摄像元件的电荷耦合元件(以下称为 CCD) 17。并且,在收纳所述物镜 15 的透镜框 16 的周围,发光放射照明光的 4 个白色系的 LED 18 配置在同一平面上(图中只示出两个 LED)。在所述 CCD 17 后端侧的所述外壳部件 14 的中空部中配置有:处理电路 19,其进行以下处理,驱动控制所述 CCD 17 生成光电转换后的摄像信号,对该摄像信号实施规定的信号处理而生成摄像图像信号的摄像处理,以及控制所述 LED 18 的亮灯/非亮灯动作的 LED 驱动处理;通信处理电路 20,其把通过该处理电路 19 的摄像处理而生成的摄像图像信号转换为无线信号并进行发送;发送天线 23,其向外部发送来自该通信处理电路 20 的无线信号;以及多个钮扣式电池 21,其提供所述处理电路 19 和通信处理电路 20 的驱动用电源。

另外,CCD 17、LED 18、处理电路 19、通信处理电路 20 和发送天线 23 配置在未图示的基板上。这些基板之间通过挠性基板连接。并且,在所述处理电路 19 中具有用于进行后述的图像处理的未图示的运算电路。

即，如图 3 所示，所述胶囊型内窥镜 3 由利用所述 CCD 17、LED 17 和处理电路 19 构成的摄像装置 43、包括所述通信处理电路 20 的发送器 37 以及发送天线 23 构成。

下面，使用图 9 说明所述胶囊型内窥镜 3 的摄像装置 43 的具体结构。摄像装置 43 由以下部分构成：控制 LED 18 的亮灯及不亮灯动作的 LED 驱动器 18A；控制 CCD 17 的驱动并进行光电转换后的电荷传送的 CCD 驱动器 17A；处理电路 19A，其使用从所述 CCD 17 传送来的电荷来生成摄像信号，且对该摄像信号实施规定的信号处理，生成摄像图像信号；开关 19，其将来自电池 21 的驱动电源提供给所述 LED 驱动器 18A、CCD 驱动器 17A、处理电路 19A 和发送器 37；以及定时发生器 19B，其向所述开关 19 和 CCD 驱动器 17A 提供定时信号。另外，开关 19 由以下开关组成：接通/断开从电池 21 向所述 LED 驱动器 18A 的电源供给的开关 19C；接通/断开向所述 CCD 17、CCD 驱动器 17A 和处理电路 19A 的电源供给的开关 19D；以及接通/断开向所述发送器 37 的电源供给的开关 19E。从电池 21 一直向所述定时产生器 19B 提供驱动电源。

这样构成的胶囊型内窥镜 3 的摄像装置 43 在开关 19C~19E 处于断开状态时，除定时发生器 19B 之外的部分处于非工作状态。在根据来自该定时发生器 19B 的定时信号而接通了所述开关 19D 时，处于从电池 21 向 CCD 17、CCD 驱动器 17A 和处理电路 19A 提供电源的工作状态。

在所述 CCD 17 的驱动初期，使 CCD 17 的电子快门动作，在去除不需要的暗电流后，定时发生器 19B 使开关 19C 接通，驱动 LED 驱动器 18A，使 LED 18 亮灯，使 CCD 17 曝光。LED 18 在 CCD 17 的预定曝光时间中亮灯，然后为了降低功耗，使开关 19C 断开，使 LED 18 熄灭。

通过 CCD 驱动器 17A 的控制向处理电路 19A 传送在所述 CCD 17 的曝光期间中蓄积的电荷。在处理电路 19A 中，根据从 CCD 17 传送来的电荷生成摄像信号，对该摄像信号实施预定的信号处理来生成内窥镜图像信号。CCD 17、CCD 驱动器 17A 和处理电路 19A 构成图像生成单元。关于该内窥镜图像信号，在从发送器 37 发送的信号例如是模拟无线方式时，生成对 CDS 输出信号叠加了复合同步信号后的模拟摄像图像信号，输出给

发送器 37。此外，如果是数字无线方式，则在通过模拟/数字转换器把摄像图像信号转换为数字信号后，转换为串行信号，实施加扰等编码处理，向发送器 37 输出数字摄像图像信号。

该发送器 37 对从所述处理电路 19A 提供的模拟或数字摄像图像信号实施调制处理，从发送天线 23 无线发送到外部。此时，通过定时发生器 19B 对开关 19E 进行接通/断开操作，以仅在从所述处理电路 19A 输出了摄像图像信号时，向发送器 37 提供驱动电力。

另外，开关 19E 也可以控制为，在从处理电路 19A 输出摄像图像信号起经过预定时间后，向发送器 37 提供驱动电力。并且，还可以利用设于胶囊型内窥镜 3 中的未图示的 pH 传感器检测预定值的 pH 值，利用湿度传感器检测大于等于预定值的湿度。或者，也可以利用未图示的压力传感器或加速度传感器检测大于等于预定值的压力或加速度，从而检测到已被插入被检体即患者 2 的体腔内的情况，根据该检测信号，对开关 19E 进行控制以向发送器 37 提供电源。

另外，所述胶囊型内窥镜 3 的摄像装置 43 通常每秒拍摄像两张图像（每秒两帧=2fps），但是，例如在检查食道时，可以每秒拍摄 15~30 张图像（15fps~30fps）。具体地讲，在胶囊型内窥镜 3 中设置未图示的定时器电路，基于该定时器电路的定时器计数在预定时间以内时，进行每秒的拍摄张数较多的高速摄像。并且，在预定时间经过后，进行每秒的拍摄张数量较少的低速摄像，如此控制摄像装置 43 的驱动。或者，也可以在胶囊型内窥镜 3 接通电源时，同时使定时器电路工作，在患者 2 刚吞入后到通过食道为止的期间，控制为高速摄像。另外，还可以分别设置低速摄像用胶囊型内窥镜和高速摄像用胶囊型内窥镜，根据观察对象部位区分使用。

下面，说明设置在所述患者 2 的身体表面上的天线单元 4。如图 1A 所示，在吞入胶囊型内窥镜 3 进行内窥镜检查时，患者 2 穿着设有由多个接收天线 11 构成的天线单元 4 的夹克 10。该天线单元 4 如图 6 所示，例如将 GPS 中使用的贴片天线（patch antenna）那样的具有单向指向性的多个接收天线 11 配置为其指向性朝向患者 2 的体内方向。即，由于胶囊型内窥镜 3 的胶囊主体 3D 将停留在身体内，所以将所述多个天线 11 配置成包

围该身体内的胶囊主体 3D。通过使用这种指向性较高的天线 11，从而不易受到来自身体内的胶囊主体 3D 以外的电波干扰妨碍的影响。

如图 7 所示，所述夹克 10 是利用电磁屏蔽纤维形成的屏蔽夹克 72，覆盖设于患者 2 的身体表面的所述天线单元 4、和通过腰带设在患者 2 的腰部的外部装置 5 的主体部 5D。形成该屏蔽夹克 72 的电磁屏蔽纤维可以使用金属纤维、金属化学纤维、含硫化铜纤维等。另外，该屏蔽夹克 72 除夹克形状之外，还可以是背心和裙子形状。

此外，作为在所述屏蔽夹克 72 上安装所述外部装置 5 的示例，如图 8 所示，在所述外部装置 5 的外部主体 5D 上设置键孔 74，将设于所述屏蔽夹克 72 上的键 75 插入所述键孔 74 中，由此可自由装卸地安装在腰带 73 上。或者，也可以仅在屏蔽夹克 72 上设置未图示的口袋，将外部主体 5D 收纳在该口袋中。或者，还可以在外部装置 5 的外部主体 5D 和屏蔽夹克 72 上设置魔术贴（magic tape）（注册商标），利用该魔术贴（注册商标）进行安装固定。

即，通过将屏蔽夹克 72 穿着在配置有天线单元 4 的身体上，可以屏蔽对于天线单元 4 的来自外部的电波，使更加不易受到外部电波引起的干扰障碍的影响。

下面，使用图 3 说明所述天线单元 4 和外部装置 5 的结构。所述天线单元 4 由多个接收天线 11a～11d 和切换该天线 11a～11d 的天线切换开关 45 构成，这些接收天线接收从所述胶囊型内窥镜 3 的发送天线 23 发送出的无线信号。所述外部装置 5 由以下部分构成：接收电路 33，其进行把来自天线切换开关 45 的无线信号转换为摄像图像信号以及放大等的接收处理；信号处理电路 35，其对由该接收电路 33 提供的摄像图像信号实施预定的信号处理，生成摄像图像的显示用信号和摄像图像数据；作为显示装置的液晶监视器 12，其根据通过该信号处理电路 35 生成的摄像图像显示用信号，来显示摄像图像；作为存储装置的存储器 47，其存储通过所述信号处理电路 35 所生成的摄像图像数据；以及天线选择电路 46，其根据通过所述接收电路 33 接收处理后的无线信号的大小，控制所述天线切换开关 45。

所述天线单元 4 的图中作为接收天线 11a~11d 示出的多个接收天线 11 接收从所述胶囊型内窥镜 3 的发送天线 23 以一定电波强度发送出的无线信号。该多个接收天线 11a~11d 由天线切换开关 45 根据来自所述外部装置 5 的天线选择电路 46 的天线选择信号进行控制，依次切换接收所述无线信号的接收天线。即，由通过所述天线切换开关 45 依次切换的每个接收天线 11a~d 接收到的无线信号被输出给所述接收电路 33。在该接收电路 33 中，检测每个接收天线 11a~11d 的无线信号接收强度，计算各个接收天线 11a~11d 和胶囊型内窥镜 3 之间的位置关系，并且对该无线信号进行解调处理，将摄像图像信号输出给信号处理电路 35。根据来自所述接收电路 33 的输出来控制所述天线选择电路 46。

说明基于所述天线选择电路 46 的天线切换开关 45 的动作。如图 4 所示，从所述胶囊型内窥镜 3 发送的无线信号在摄像图像信号的 1 帧发送期间中，依次重复表示无线信号接收强度的接收强度信号的发送期间、即强度接收期间和摄像图像信号的发送期间、即视频信号期间来进行发送。

通过所述接收电路 33，所述天线选择电路 46 被提供各个接收天线 11a~11d 接收到的接收强度信号的接收强度。所述天线选择电路 46 比较从所述接收电路 33 提供的各个天线 11a~11d 的接收强度信号的强度。然后，所述天线选择电路确定接收视频信号期间的摄像图像信号的最佳接收天线、即接收强度信号的强度最大的天线 11i (i=a~d)，生成并输出用于将天线切换电路 45 切换至该天线 11i 的控制信号。由此，在其他天线的接收强度信号的接收强度大于当前正在接收天线信号的天线时，从下一帧起切换视频信号期间的接收天线。

这样，在每当接收到来自胶囊型内窥镜 3 的无线信号时，比较摄像图像信号或接收强度信号的接收强度，通过接收到该比较结果的天线选择电路 46，将接收强度最大的天线 11i 指定为图像信号接收用天线。由此，即使胶囊型内窥镜 3 在患者 2 的体内移动时，也能够利用可以在该移动位置检测出接收强度最大的信号的天线 11 来接收所取得的图像信号。并且，胶囊型内窥镜 3 在体内的移动速度被划分为非常慢的部分和较快的部分，所以不必总是对每次摄像动作进行 1 次天线切换动作，也可以在高速摄像模

式等下针对多次摄像动作进行 1 次天线切换动作。

另外，胶囊型内窥镜 3 在患者 2 的体内移动，所以也可以按照适当的时间间隔从外部装置 5 发送作为电波强度检测结果的检测结果信号，根据该信号更新胶囊型内窥镜 3 发送时的输出。这样，即使胶囊型内窥镜 3 在患者 2 的体内移动时，也能够设定为适当的发送输出，可以防止无用地消耗电池 21 的能量，可以将信号的收发状态保持在合适状态。

下面，使用图 5 说明表示所述多个接收天线 11 和胶囊型内窥镜 3 的位置关系的信息的获取方法。另外，在图 5 中，以将胶囊型内窥镜 3 设定为三维坐标 X、Y、Z 的原点的情况为例进行说明。并且，为了简化说明，在以下的说明中使用所述多个接收天线 11a~11d 中的 3 个接收天线 11a、11b、11c。此外，在以下的说明中，把接收天线 11a 与接收天线 11b 之间的距离设为 D_{ab} ，把接收天线 11b 与接收天线 11c 之间的距离设为 D_{bc} ，把接收天线 11a 与接收天线 11c 之间的距离设为 D_{ac} 。另外，这些接收天线 11a~11c 与胶囊型内窥镜 3 之间为预定的距离关系。

胶囊型内窥镜 3 发送的一定发送强度的无线信号由各个接收天线 11j ($j=a, b, c$) 接收到时的接收强度，是距胶囊型内窥镜 3 (胶囊型内窥镜 3 的发送天线 23) 的距离 L_i ($i=a, b, c$) 的函数。具体地讲，取决于伴随电波衰减量的距离 L_i 。因此，根据从胶囊型内窥镜 3 发送出的无线信号被接收天线 11j 接收到的接收强度，计算胶囊型内窥镜 3 与各个接收天线 11j 之间的距离 L_i 。为了计算该距离 L_i ，事前对所述天线选择电路 46 设定基于所述胶囊型内窥镜 3 和接收天线 11j 之间的距离的电波衰减量等相关数据。并且，把这样计算出的表示胶囊型内窥镜 3 和各个接收天线 11j 之间的位置关系的距离数据作为胶囊型内窥镜 3 的位置信息存储在所述存储器 47 中。以存储在该存储器 47 中的摄像图像信息和胶囊型内窥镜 3 的位置信息为基础，在后面叙述的所述终端装置 7 的图像处理方法中，对内窥镜观察结果的位置设定比较有用。

下面，使用图 10~图 21 说明本发明的第一实施方式的胶囊型内窥镜装置 1 的作用及图像处理方法。图 10 是说明有关暗部图像的判定的处理动作的流程图。图 11 是说明有关晕光图像的判定的处理动作的流程图。图

图 12 是说明有关异物图像的判定的处理动作的流程图。图 13 是说明计算表示像素色调的参数时使用的数组表的说明图。图 14 是说明以表示像素色调的两个参数为轴的二维区域中的活体粘膜表面像素和异物像素的分布区域的说明图。图 15 是说明通过一系列步骤判定暗部图像、晕光图像和异物图像时的处理动作的流程图。图 16 是说明有关过度接近图像的判定的处理动作的流程图。图 17 是说明有关另一观察不适当图像判定的处理动作的流程图。图 18 是说明在本实施方式中使用的数字滤波器的频率特性的概略图。图 19 是说明晕光边缘边界部的频带滤波结果的变化的图，图 19A 是说明图像中的晕光位置的说明图。图 19B 是说明图 19A 中的 a—a' 截面的像素值的分布图。图 19C 是说明将频带滤波应用于图 19A 所示图像的结果的说明图。图 19D 是说明图 19C 中的 b—b' 截面的像素值的分布图。图 20 是说明有关不适当图像的判定的处理动作的流程图。图 21 是说明终端装置 7 的图像显示动作的流程图。

本实施方式的图像处理方法用于从通过胶囊型内窥镜 3 得到的一系列图像中检测不适于观察和诊断的图像。并且，本实施方式的胶囊型内窥镜装置 1 使作为输出单元的终端装置 7 不以显示等方式输出通过应用上述图像处理方法而被识别为不适当的图像。通过使终端装置 7 不以显示等方式输出被判定为不适当的图像，可以削减观察所需要的时间。另外，这些不适当的图像不仅不适于在终端装置 7 上显示观察，而且也不适于作为实施各种图像处理的对象图像，所以也可以把本实施方式的图像处理方法用于从图像处理对象中排除不适当的图像。

以下说明的图像处理方法利用软件实现，可以在所述胶囊型内窥镜 3、外部装置 5 或终端装置 7 中任一方使用该图像处理方法。此处，使用应用于使用了计算机的终端装置 7 的示例进行说明。并且，在图像处理方法的说明中，图像的大小由 $ISX \times ISY$ ($1 \leq ISX, ISY$ 。例如， $ISX=640, ISY=480$) 的红 (R)、绿 (G)、蓝 (B) 这三个面构成，各个面的像素的灰度数取 8 比特、即 0~255 的值。

在胶囊型内窥镜 3 中，在对活体粘膜表面进行拍摄、或同时包含活体粘膜表面以外的拍摄对象物而进行拍摄的情况下，在可以用于观察和诊断

的图像中会混入拍摄到不适当图像。这些不适当图像在视野内缺乏或不包含活体粘膜表面的信息。因此，这些不适当图像本来就是没有保存和观察意义的图像，是在通常的内窥镜检查中经常被观察到的图像。不适当图像大致可以分为以下五种。

第一种是暗部图像。所说暗部图像指由于照明光量不足等，图像整体或大部分变暗淡，难以观察活体粘膜表面的图像或者明亮度不足的图像。第二种是晕光图像。所说晕光图像指晕光占据了图像中的大部分的图像或者晕光较多的图像，所述晕光是在照明和活体粘膜正对着接近的情况下、或存在粘膜或泡状液体等的情况下产生的。第三种是异物图像。所说异物图像指由于内窥镜观察的前处置不良或因年老造成的蠕动运动的降低等，使得大肠中作为活体粘膜表面以外的拍摄对象物的粪便等残渣（异物）占据了图像中的大部分的图像，或者视野内异物较多的图像。并且，作为活体粘膜表面以外的拍摄对象物，也包括消化器官内的水分和液体，例如因消化液等形成的泡等。第四种是过度接近图像。过度接近图像指在过度接近或接触活体粘膜时看到的、视野整体上呈红色和黄色等的图像（在内窥镜医生之间俗称为“红球”等的图像）。过度接近图像由于过度接近使得没有对准焦点，并且视野范围变狭小，所以不能获得发现病变和血管像等的观察结果。第五种是其他观察不适当图像。作为其他观察不适当图像，可以列举在胶囊型内窥镜浸入滞留于消化器官内的水分中的状态下拍摄的浸水图像，在胶囊型内窥镜移动、例如瞬时高速移动或脉动、或由于某种原因而产生急剧蠕动的状态下拍摄的视野摇动图像等。这些观察不适当图像大致为没有对准焦点的图像，难以观察血管像和活体粘膜表面结构。这种不适合于观察、即图像的拍摄状态不适合于观察的图像有时会成为提高观察和诊断的效率的障碍。

对于暗部图像、晕光图像和异物图像，分别检测暗部、晕光和异物的像素及区域，根据其像素数或占图像中的总体像素数的比率、或者这些像素的位置，判定是否是不适当图像。并且，对于过度接近图像和其他观察不适当图像，计算图像整体的色调和轮廓等活体粘膜表面结构成分量，根据该值判定是否是不适当图像。关于用于检测这些不适当图像的具体的图

像处理方法，以下按照不适当图像的类型进行说明。另外，把 R 图像、G 图像和 B 图像各个图像中的第 i 个像素的颜色信号的值表述为 r_i 、 g_i 和 b_i 。并且，作为前处理，对各个图像应用公知的逆 γ 校正。

首先，使用图 10 说明用于判定暗部图像的处理动作。此处，暗部图像的判定根据暗部像素占图像中的总像素数的比例来进行。在所述外部装置 5 中，对所述胶囊型内窥镜 3 拍摄而发送给外部装置 5 的摄像图像信号进行预定的信号处理，并存储作为摄像图像信号数据。存储在该外部装置 15 中的摄像图像信号数据被传送存储在终端装置 7 中。该终端装置 7 根据所存储的摄像图像信号数据进行暗部图像的判定动作。

首先，在步骤 S1 中，将表示序号的 i 初始化为 1，该序号用于在作为处理对象的第 j 个（j 为大于等于 1 的整数）图像的摄像图像信号数据中确定像素。并且，将用于对被判定为暗部的像素数进行计数的计数器 Cnt 初始化为 0。另外，将表示第 j 个图像是否是暗部图像的判定结果的标志 $D[j]$ 初始化为“FALSE”。用于确定像素的序号 i 和计数器 Cnt 取 1 以上且 $ISX \times ISY$ 以下的整数值，对标志 $D[j]$ 的值设定表示被判定为暗部图像的“TRUE”、或表示被判定为不是暗部图像的“FALSE”中的任一方。

接着，在步骤 S2 中，判定第 i 个像素是否属于暗部。具体地讲，把 R 图像、G 图像和 B 图像的各个图像中的第 i 个像素的值设为 r_i 、 g_i 和 b_i ，如果 $r_i \leq T_d$ 、 $g_i \leq T_d$ 且 $b_i \leq T_d$ ，则判定为属于暗部的像素。其中， T_d 表示各颜色的阈值，在本发明的实施方式中，例如设定为 $T_d=50$ 。另外，R 图像、G 图像和 B 图像的 T_d 设为相同的值，但由于活体粘膜通常具有 R 图像最明亮的趋势，所以也可以例如把对于 r_i 的阈值设定得大于对 g_i 、 b_i 的阈值。此外，还可以将对于 r_i 、 g_i 、 b_i 的阈值分别设定为不同的值。在判定为第 i 个像素是属于暗部的像素时，转入步骤 S3，在判定第 i 个像素是不属于暗部的像素时，转入步骤 S6。步骤 S2 和 S3 构成根据像素的值即图像的明亮度计算特征量的特征量计算步骤或特征量计算单元。

在步骤 S3 中，使 Cnt 的值增加 1。然后，在步骤 S4 中，判定第 j 个图像是否是暗部图像。具体地讲，如果 $Cnt \geq \alpha$ ，则判定为暗部图像。其中， α 表示用于决定相对于总像素数存在多少暗部像素时判定为暗部图像的阈

值，即用于决定图像合格与否的拍摄状态阈值。该 α 在本实施方式中，例如设定为 $\alpha=0.7 \times ISX \times ISY$ ，即设定为总像素数的 70% 的像素数。在 $Cnt \geq \alpha$ 时，转入步骤 S5，在 $Cnt < \alpha$ 时，转入步骤 S6。

在步骤 S5 中，将作为处理对象图像的第 j 个图像判定为暗部图像，设为 $D[j]=“TRUE”$ ，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。步骤 S4 和 S5 构成拍摄状态判定步骤或拍摄状态判定单元。

在步骤 S6 中，判定是否已对所有像素进行了步骤 S2 的暗部像素判定。具体地讲，在 $i < ISX \times ISY$ 时，在步骤 S7 中，将用于确定像素的序号 i 加 1 ($i=i+1$)，对下一像素执行所述步骤 S2~步骤 S6，对其余像素进行暗部像素判定。在 $i=ISX \times ISY$ 时，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。

如以上说明的那样，通过步骤 S1~S7 的一系列处理，可以根据摄像图像的各个像素的像素值，判定处理对象图像是否是暗部图像。

接着，使用图 11 说明用于判定晕光图像的处理动作。此处，根据晕光像素占图像中总像素数的比例来进行晕光图像的判定。

首先，在步骤 S11 中，将表示序号的 i 初始化为 1，该序号用于在作为处理对象的第 j 个 (j 为大于等于 1 的整数) 图像的摄像图像信号数据中确定像素。此外，将用于对被判定为暗部的像素的数量进行计数的计数器 Cnt 初始化为 0。另外，将表示第 j 个图像是否是晕光图像的判定结果的标志 $H[j]$ 初始化为 “FALSE”。用于确定像素的序号 i 和计数器 Cnt 取 1 以上且 $ISX \times ISY$ 以下的整数值。对标志 $H[j]$ 的值设定表示被判定为晕光图像的 “TRUE”、或表示被判定为不是晕光图像的 “FALSE” 中的任一方。

然后，在步骤 S12 中，判定第 i 个像素是否属于极端明亮的像素即晕光像素。具体地讲，把 R 图像、G 图像和 B 图像的各个图像中的第 i 个像素的值设为 ri 、 gi 和 bi ，如果 $ri \geq Th$ 、 $gi \geq Th$ 和 $bi \geq Th$ ，则判定为晕光像素。其中， Th 表示各颜色的阈值，在本发明的实施方式中，例如设定为 $Th=240$ 。另外，R 图像、G 图像和 B 图像的 Th 设为相同的值，但由于活体粘膜通常具有 R 图像最明亮的趋势，所以例如也可以把对于 ri 的阈值设定得大于对于 gi 、 bi 的阈值。并且，还可以将对于 ri 、 gi 、 bi 的阈值分别

设定为不同的值。在判定为第 i 个像素是晕光像素时，转入步骤 S13，在判定为第 i 个像素不是晕光像素时，转入步骤 S16。

在步骤 S13 中，使 Cnt 的值增加 1。然后，在步骤 S14 中，判定第 j 个图像是否是晕光图像。具体地讲，如果 $Cnt \geq \beta$ ，则判定为晕光图像。其中， β 表示用于决定相对于总像素数存在多少晕光像素时判定为晕光图像的阈值，即用于决定图像好坏的拍摄状态阈值。在本实施方式中，该 β 例如设定为 $\beta = 0.5 \times ISX \times ISY$ ，即设定为总像素数的 50% 的像素数。在 $Cnt \geq \beta$ 时，转入步骤 S15，在 $Cnt < \beta$ 时，转入步骤 S16。步骤 S12 和 S13 构成根据像素的值即图像的明亮度计算特征量的特征量计算步骤或特征量计算单元。步骤 S14 和 S15 构成拍摄状态判定步骤或拍摄状态判定单元。

在步骤 S15 中，将作为处理对象图像的第 j 个图像判定为晕光图像，设为 $H[j] = "TRUE"$ ，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。

在步骤 S16 中，判定是否已对所有像素进行了步骤 S12 中的晕光像素判定。具体地讲，在 $i < ISX \times ISY$ 时，在步骤 S17 中，对确定像素的序号 i 加 1 ($i = i + 1$)，对下一像素执行所述步骤 S12~步骤 S16，对其余像素进行晕光像素判定。在 $i = ISX \times ISY$ 时，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。

如以上说明的那样，通过步骤 S11~S17 的一系列处理，可以根据摄像图像的各个像素的像素值，判定处理对象图像是否是晕光图像。

另外，在以上说明中，说明了分别判定暗部图像和晕光图像的处理动作，但也可以在一次的处理动作中判定这两种图像。例如，在使用图 10 说明的暗部图像的判定处理的步骤 S2 中，取代判定第 i 个像素是否属于暗部的步骤，而判定第 i 个像素是否是适当的拍摄状态的像素，即判定是否为既不是暗部像素也不是晕光像素的像素。然后，在步骤 S4 中，取代判定第 j 个图像是否是暗部图像的步骤，而判定第 j 个图像是否是适当的拍摄状态的图像，即判定是否为既不是暗部图像也不是晕光图像的图像。换言之，在上述示例中，把像素值在预定阈值以上或以下作为判断基准，但也可以把像素值既不在预定阈值以上也不在预定阈值以下作为判断基准。

具体地讲，在步骤 S2 中，在 $Td < ri < Th$ 、 $Td < gi < Th$ 、 $Td < bi < Th$ 时，将第 i 个像素判定为适当的拍摄状态的像素，转入步骤 S3，否则转入步骤 S6。并且，在步骤 S4 中，在 $Cnt > ISX \times ISY - \alpha$ 时，判定为第 j 个图像是适当的拍摄状态的图像，转入步骤 S5，否则转入步骤 S6。通过以上处理动作，可以在一次的处理动作中检测是暗部图像或晕光图像，检测观察不适当图像。另外，在上述示例中，当标志 $D[j]$ 被设定为“TRUE”时，表示判定为第 j 个图像是适当的拍摄状态的图像。另一方面，当标志 $D[j]$ 被设定为“FALSE”时，表示判定为第 j 个图像是暗部图像或晕光图像。

下面，使用图 12 说明用于判定异物图像的处理动作。与诊断无关的代表性异物是大肠中的粪便等的残渣。通常，在下部消化器官检查中，在检查前一天或当天摄取食物纤维量较少的饮食，或服用大量的缓泻剂，进行用于排泄大肠中的粪便等的前处置。但是，有时粪便等没有完全排泄而残留在大肠中，这些成为残渣。也会因年老造成的蠕动运动降低等产生这种残渣。通常的内窥镜检查是在医院进行，所以护士等一面确认被检查者的排泄状态一面进行检查。另一方面，使用胶囊型内窥镜 3 的消化器官检查与通常的内窥镜检查相比，前处置委托给被检查者的比例较高，所以由于未能进行充分排泄等原因，产生残渣的可能性较大。

在本实施方式中，根据粪便的色调，进行图像中是否存在残渣的判定、即异物图像的判定。首先，在步骤 S21 中，将表示序号的 i 初始化为 1，该序号用于在作为处理对象的第 j 个（ j 为大于等于 1 的整数）图像的摄像图像信号数据中确定像素。并且，将用于对被判定为拍摄了异物的像素的数量进行计数的计数器 Cnt 初始化为 0。另外，将表示第 j 个图像是否是异物图像的判定结果的标志 $A1[j]$ 初始化为“FALSE”。用于确定像素的序号 i 和计数器 Cnt 取 1 以上且 $ISX \times ISY$ 以下的整数值。并且，对标志 $A1[j]$ 的值设定表示被判定为异物图像的“TRUE”、或表示被判定为不是异物图像的“FALSE”中的任一方。

然后，在步骤 S22 中，计算表示第 i 个像素 Pi 的色调的参数。把 R 图像、G 图像和 B 图像的各个图像中的第 i 个像素的值设为 ri 、 gi 和 bi ，表示像素 Pi 的色调的参数可以利用 ri 、 gi 和 bi 中的任一方或者两方以上

的组合表述。此处，利用胶囊型内窥镜 3 拍摄活体粘膜表面得到的图像中的像素 ri 、 gi 和 bi 的值，一般是 ri 的值大于 gi 的值和 bi 的值。这是因为血色素 (hemoglobin) 对活体粘膜的色调的影响较大，血色素具有几乎不吸收形成 R 图像的长波段的光而反射该光，并且吸收形成 G 图像和 B 图像的中～短波段的光的特性。另一方面，粪便的残渣由于胆汁等消化液的影响等，一般呈现黄色乃至土黄色。即，作为像素 Pi 的色调， gi 的值和 ri 的值大于 bi 的值。即，可以说粪便残渣的色调与活体粘膜表面的色调相比， gi 的值相对较大。根据以上可知，可以根据该像素的色调判定像素 Pi 是拍摄了活体粘膜表面的像素还是拍摄了粪便等异物的像素，具体地讲，可以使用表示像素 Pi 中基于 gi 、 bi 与 ri 之比的色调的参数。作为表示像素 Pi 中基于上述比值的色调的参数，可以列举 gi/ri 、 bi/ri 、 $\log(gi/ri)$ 、 $\log(bi/ri)$ 、 $\text{atan}(gi/ri)$ 、 $\text{atan}(bi/ri)$ 、…等。其中， atan 表示 \tan^{-1} 。在本实施方式中，把 $\text{atan}(gi/ri)$ 和 $\text{atan}(bi/ri)$ 用作表示色调的参数，分别表示为参数 x 、参数 y 。

作为步骤 S22 中的像素 Pi 的参数 x 和参数 y 的计算方法，可以将像素 Pi 的 ri 、 gi 和 bi 的值直接代入参数 x 和参数 y 的算式即 $\text{atan}(gi/ri)$ 和 $\text{atan}(bi/ri)$ 中计算。在本实施方式中，定义取 $0 \leq v1 \leq 255$ 的范围内的任意整数值的 $v1$ 、和取 $0 \leq v2 \leq 255$ 的范围内的任意整数值的 $v2$ 。并且，预先计算相对任意的 $v1$ 和 $v2$ 的 $\text{atan}(v1/v2)$ 的值，准备图 13 所示的二维数组表。在计算参数 x 时，把像素 Pi 的 gi 的值设为 $v1$ ，把 ri 的值设为 $v2$ ，在上述数组表中，检索与其对应的 $\text{atan}(v1/v2)$ ，把表中相应部位记述的数值作为参数 x 的值。例如，在像素 Pi 的 gi 的值为 0、 ri 的值为 3 时， $v1 = 0$ ， $v2 = 3$ 。在图 13 的数组表中，与其对应的 $\text{atan}(v1/v2)$ 是上面起第四行，其值为 0。因此，此时的参数 x 的值为 0。在计算参数 y 时，把像素 Pi 中的 bi 的值设为 $v1$ ，把 ri 的值设为 $v2$ ，在上述数组表中，检索与其对应的 $\text{atan}(v1/v2)$ ，把表中相应部位记述的数值作为参数 y 的值。另外， $\text{atan}(v1/v2)$ 取 $0 \leq \text{atan}(v1/v2) < 90$ 的范围内的实数值。在本实施方式中，为了简化处理，应用将所述范围分割为 90 部分而进行了离散化的近似值。例如，通过将小数点第 1 位四舍五入，使 $\text{atan}(v1/v2)$ 的值近似于

0~89 的整数值。例如，在像素 P_i 的 bi 的值是 255、 ri 的值是 254 时， $v1 = 255$ 、 $v2 = 254$ 。在图 13 的数组表中，与其对应的 $\text{atan}(v1/v2)$ 是下面起第二行，其值为 45.112。因此，把将 45.112 的小数点第 1 位四舍五入得到的 45 作为参数 y 的值。步骤 S22 构成色调提取步骤。

接着，在步骤 S23 中，使用表示第 i 个像素 P_i 的色调的参数，判定像素 P_i 是否是拍摄了异物的像素。在本实施方式中的异物像素判定中，使用在异物像素判定之前预先准备的定义了异物像素的分布区域的区域图。该区域图是把参数 x 作为 x 轴、把参数 y 作为 y 轴的二维图，根据描绘了既已拍摄的许多图像中被判定为异物的像素和被判定为活体粘膜表面的像素的位置，定义各个分布区域。粪便等的残渣的黄色调具有较强的色调， gi 的值取相对较大的值，所以异物像素被定义为例如分布于图 14 中的区域（1）所示的区域。此外，正常的活体粘膜表面被定义为例如分布于图 14 中的区域（2）所示的区域。 x 轴和 y 轴使用可以作为参数 x 和参数 y 的值的 90 个离散值，分别分割为 90 部分，由此区域图被划分为 90×90 块。另外，各个块被赋予了下面的值。即，区域（1）中包含的块被赋予 1，区域（2）中包含的块被赋予 2，不包含于任何区域的块被赋予 0。此外，赋予给不包含于任何区域的块的值只要不是 1 即可，例如也可以赋予 2。

像素 P_i 是否是拍摄了异物的像素的判定是这样进行的，在上述区域图中，利用在步骤 S22 中得到的表示像素 P_i 的色调的参数 x 的值和参数 y 的值所确定的位置坐标是否包含于异物像素的分布区域中，即是否属于其值被赋予了 1 的块。由此，分布区域的边界构成色调的阈值。在属于其值被赋予了 1 的块时，判定为像素 P_i 是拍摄了异物的像素，转入步骤 S24。在属于被赋予了其他值的块时，判定为像素 P_i 不是拍摄了异物的像素，转入步骤 S27。步骤 S22、S23 和 S24 构成计算基于图像色调的特征量的特征量计算步骤或特征量计算单元。

在步骤 S24 中，使 Cnt 的值增加 1。接着，在步骤 S25 中，判定第 j 个图像是否是异物图像。具体地讲，如果 $Cnt \geq \gamma$ ，则判定为异物图像。其中， γ 表示用于确定相对于总像素数存在多少异物像素时判定为异物图像的阈值，即用于确定图像好坏的拍摄状态的阈值。该 γ 在本实施方式中，例如

设定为 $\gamma=0.5 \times ISX \times ISY$ ，即设定为总像素数的 50% 的像素数。在 $Cnt \geq \gamma$ 时，转入步骤 S26，在 $Cnt < \gamma$ 时，转入步骤 S27。

在步骤 S26 中，将作为处理对象图像的第 j 个图像判定为异物图像，设为 $A1[j] = "TRUE"$ ，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。步骤 S25 和 S26 构成拍摄状态判定步骤或拍摄状态判定单元。

在步骤 S27 中，判定是否已对所有像素进行了步骤 S23 的异物像素判定。具体地讲，在 $i < ISX \times ISY$ 时，在步骤 S28 中，对用于指定像素的序号 i 加 1 ($i = i + 1$)，对下一像素执行所述步骤 S22～步骤 S27，对其余像素进行异物像素判定。在 $i = ISX \times ISY$ 时，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。

如以上说明的那样，通过步骤 S21～S28 的一系列处理，可以根据摄像图像的各个像素的像素值，判定处理对象图像是否是异物图像。

另外，在以上说明中，对分别判定暗部图像、晕光图像和异物图像的处理动作进行了说明，但也可以在一次的处理动作中判定这三种不适当图像。使用图 15 说明上述用于判定三种不适当图像的处理动作的一例。

首先，在步骤 S31 中，将表示序号的 i 初始化为 1，该序号用于在作为处理对象的第 j 个 (j 为大于等于 1 的整数) 图像的摄像图像信号数据中确定像素。并且，将用于对被判定为暗部的像素的数量进行计数的计数器 $CntD$ 、用于对被判定为晕光的像素的数量进行计数的计数器 $CntH$ 、和用于对被判定为拍摄了异物的像素的数量进行计数的计数器 $CntA$ 初始化为 0。另外，将表示第 j 个图像是否是不适当图像的判定结果的标志 $N[j]$ 初始化为 “FALSE”。用于确定像素的序号 i 和计数器 $CntD$ 、 $CntH$ 和 $CntA$ 取 1 以上且 $ISX \times ISY$ 以下的整数值，对标志 $N[j]$ 的值设定表示被判定为不适当图像的 “TRUE”、或表示被判定为不是不适当图像的 “FALSE” 中的任一方。

然后，在步骤 S32 中，判定第 i 个像素是否属于暗部。步骤 S32 的处理与步骤 S2 的处理相同，所以省略处理的具体描述。在判定为第 i 个像素是属于暗部的像素时，转入步骤 S33，在判定为第 i 个像素是不属于暗部的像素时，转入步骤 S35，进行晕光像素判定。

在步骤 S33 中，使 CntD 的值增加 1。接着，在步骤 S34 中，判定第 j 个图像是否是暗部图像。步骤 S34 的处理与步骤 S4 的处理相同，所以省略处理的具体描述。在判定为第 j 个图像是暗部图像时，转入步骤 S42，在判定为第 j 个图像不是暗部图像时，转入步骤 S35。

在步骤 S35 中，判定第 i 个像素是否属于晕光像素。步骤 S35 的处理与步骤 S12 的处理相同，所以省略处理的具体描述。在判定为第 i 个像素是属于晕光像素的像素时，转入步骤 S36，在判定为第 i 个像素是不属于暗部的像素时，转入步骤 S38，进行异物像素判定。

在步骤 S36 中，使 CntH 的值增加 1。然后，在步骤 S37 中，判定第 j 个图像是否是晕光图像。步骤 S37 的处理与步骤 S14 的处理相同，所以省略处理的具体描述。在判定为第 j 个图像是晕光图像时，转入步骤 S42，在判定为第 j 个图像不是晕光图像时，转入步骤 S38。

在步骤 S38 中，计算表示第 i 个像素 P_i 的色调的参数。步骤 S38 的处理与步骤 S22 的处理相同，所以省略处理的具体描述。接着，在步骤 S39 中，使用表示第 i 个像素 P_i 的色调的参数，判定像素 P_i 是否是拍摄了异物的像素。步骤 S39 的处理与步骤 S23 的处理相同，所以省略处理的具体描述。在判定为第 i 个像素 P_i 是拍摄了异物的像素时，转入步骤 S40，在判定为第 i 个像素 P_i 不是拍摄了异物的像素时，转入步骤 S43。

在步骤 S40 中，使 CntA 的值增加 1。接着，在步骤 S41 中，判定第 j 个图像是否是异物图像。步骤 S41 的处理与步骤 S25 的处理相同，所以省略处理的具体描述。在判定为第 j 个图像是异物图像时，转入步骤 S42，在判定为第 j 个图像不是异物图像时，转入步骤 S43。

在步骤 S42 中，判定作为处理对象图像的第 j 个图像是不适当图像，设为 $N[j] = "TRUE"$ ，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。

在步骤 S43 中，判定是否已对所有像素进行了不适当像素判定。具体地讲，在 $i < ISX \times ISY$ 时，在步骤 S44 中，将用于确定像素的序号 i 加 1 ($i = i + 1$)，对其余像素进行不适当像素判定。在 $i = ISX \times ISY$ 时，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。

如以上说明的那样，通过步骤 S31～S44 的一系列处理，可以根据摄像图像的各个像素的像素值，判定处理对象图像是否是被分类为暗部图像、晕光图像、异物图像中的任一方的不适当图像。另外，在上述示例中，对处理对象图像的各个像素，按照暗部像素、晕光像素、异物像素的顺序，判定是否属于这些像素，但是判定的顺序不限于此，例如也可以从异物像素和晕光像素开始判定。此外，还可以在一个步骤中进行暗部像素、晕光像素、异物像素的判定。

下面，使用图 16 说明用于判定过度接近图像的处理动作。在胶囊型内窥镜 3 过度接近或接触活体粘膜时，所拍摄的图像整体上呈红色/黄色等。并且，即使不接触，在过度接近活体粘膜时，所拍摄的图像没有对准焦点，成为难以发现病变、难以获得血像管等的观察结果的图像。

在本实施方式中，把图像的整体色调平均值和标准偏差作为特征量，根据这些特征量进行过度接近图像的判定。首先，在步骤 S51 中，将表示作为处理对象的第 j 个（ j 为大于等于 1 的整数）图像是否是过度接近图像的判定结果的标志 $A2[j]$ 初始化为“FALSE”。另外，对标志 $A2[j]$ 的值设定表示被判定为是过度接近图像的“TRUE”、或表示被判定不是过度接近图像的“FALSE”中的任一方。

然后，在步骤 S52 中，判定作为处理对象的第 j 个图像的所有像素是否为暗部像素或晕光像素。可以通过对 $1 \leq i \leq ISX \times ISY$ 的范围内的所有像素 P_i 实施图 10 的步骤 S2 的判定处理来进行该步骤中的暗部像素的判定。并且，可以通过对 $1 \leq i \leq ISX \times ISY$ 的范围内的所有像素 P_i 实施图 11 的步骤 S12 的判定处理来进行该步骤中的晕光像素的判定。

然后，在步骤 S53 中，对除了在步骤 S52 中被判定为暗部像素或晕光像素的像素之外的所有像素，计算 gi/ri 和 bi/ri 的值，计算作为计算对象的像素的平均值和标准偏差。在本实施方式中，把 gi/ri 的平均值、 gi/ri 的标准偏差、 bi/ri 的平均值和 bi/ri 的标准偏差这 4 个值作为特征量，进行识别分类，进行过度接近图像的判定。

然后，在步骤 S54 中，使用公知的线性判别函数，对处理对象图像进行识别分类。所说识别分类指预先定义被称为类的多个分类，使用根据被

分类为这些多个类中的某一类的、被称为训练数据的已知数据计算出的特征量来生成线性判别函数，向该线性判别函数输入作为分类对象的数据的特征量，从而把对象数据分类为某一类，即确定图像好坏的拍摄状态阈值。作为识别分类的方法，除线性判别函数外，还可以列举神经网络等识别器。

在本实施方式中，作为类定义了两类，即正常拍摄了活体粘膜表面的图像、和过度接近或接触活体粘膜表面而拍摄的过度接近图像，作为训练数据，例如使用被分类为各个类的一百张图像生成线性判别函数。过度接近图像由于图像整体为红色或黄色，所以为了提高识别分类的精度，对于过度接近图像类，以其平均色调为基础细分为红色调的过度接近图像类和黄色调的过度接近图像类这两类，加上正常图像类一共为三类。另外，在过度接近图像中，在图像整体为红色的情况下，与 r_i 相比， g_i 和 b_i 的值较小，所以 g_i/r_i 的平均值和 b_i/r_i 的平均值均取较小的值，在图像整体为黄色的情况下， g_i/r_i 的平均值相比于 b_i/r_i 的平均值取较大的值。此外，胶囊型内窥镜 3 由于过度接近活体粘膜表面使得没有对准焦点，或由于接触活体粘膜表面使得图像整体变模糊，所以 g_i/r_i 的标准偏差和 b_i/r_i 的标准偏差均取较小的值。线性判别函数根据各个类中的这些特征量的分布差异，将作为处理对象的图像分类为某一类。步骤 S52、S53 和 S54 构成特征量计算步骤或特征量计算单元。

然后，在步骤 S55 中，根据步骤 S54 的识别分类结果，判定处理对象图像是否是过度接近图像。在步骤 S54 中，在处理对象图像被分类为过度接近图像类、或将过度接近图像类细分后的红色调过度接近图像类和黄色调过度接近图像类中任一类时，判定为处理对象图像是过度接近图像，转入步骤 S56。在步骤 S54 中，在处理对象图像被分类为正常图像类时，判定处理对象图像不是过度接近图像，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。在步骤 S56 中，设为 $A2[j] = "TRUE"$ ，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。步骤 S55 和 S56 构成拍摄状态判定步骤或拍摄状态判定单元。

如以上说明的那样，通过步骤 S51~S56 的一系列处理，根据摄像图像的各个像素的像素值计算特征量而进行识别分类，由此可以判定处理对

象图像是否是过度接近图像。

下面，使用图 17 说明用于判定其他观察不适当图像的处理动作。消化器官内有时存在水分滞留的部位，如果胶囊型内窥镜 3 浸入这种部位中，有时会拍摄到难以观察活体粘膜表面的图像。并且，在胶囊型内窥镜 3 在消化器官内快速移动、或由于脉动等某种原因产生急剧蠕动的情况下，有时会拍摄到瞬时视野摇动的图像。这些图像大多是没有对准焦点的图像，难以观察血管像和活体粘膜表面的结构。

在本实施方式中，根据图像中包含的频率成分量，进行其他观察不适当图像的判定。另外，由于反映活体粘膜表面的结构成分最多的图像是 G 图像，所以在图像判定中只使用 G 图像。

首先，在步骤 S61 中，将表示作为处理对象的第 j 个（ j 为 1 以上的整数）图像是否是其他观察不适当图像的判定结果的标志 $A3[j]$ 初始化为“FALSE”。另外，标志 $A3[j]$ 的值被设定为表示判定是其他观察不适当图像的“TRUE”、或表示判定为不是其他观察不适当图像的“FALSE”中的任一方。

然后，在步骤 S62 中，对作为处理对象的第 j 个图像的所有像素判定是否是暗部像素或晕光像素，存储被判定是暗部像素或晕光像素的像素位置。可以通过对 $1 \leq i \leq ISX \times ISY$ 范围内的所有像素 P_i 执行图 10 中的步骤 S2 的判定处理来进行该步骤的暗部像素判定。此外，可以通过对 $1 \leq i \leq ISX \times ISY$ 范围内的所有像素 P_i 执行图 11 中的步骤 S12 的判定处理来进行该步骤的晕光像素判定。被判定为是暗部像素或晕光像素的像素位置按照下面所述存储。即，预先在存储器中确保 $ISX \times ISY$ 尺寸的二维数组区域，把与被判定为暗部像素的像素的坐标位置对应的数组元素的值设为 1，把与被判定为晕光像素的像素的坐标位置对应的数组元素的值设为 2，把与除此以外的像素的坐标位置对应的数组元素的值设为 0。

接着，在步骤 S63 中，对图像整体应用带通滤波。作为带通滤波，使用公知的数字滤波器（FIR 滤波器），通过卷积运算处理仅提取血管像等构成活体粘膜表面结构的频带成分。在本实施方式中使用的数字滤波器的频率特性如图 18 所示，对于图像中的最高频率 π ，把 $f = \pi/3$ 作为峰值，具有

抑制低频成分和高频成分的特性。步骤 S63 构成滤波步骤。

接着，在步骤 S64 中，对在步骤 S63 中得到的带通滤波结果，根据在步骤 S62 中判定并存储的暗部像素和晕光像素的位置信息进行修整处理，以便去除由于像素极暗或极亮而引起的对带通滤波结果的影响。在暗部像素即极暗像素中，S/N 比恶化，所以相比于因活体粘膜表面结构而产生的成分，因噪声产生的成分对带通滤波结果的影响更大。因此，在暗部图像中不能正确提取活体粘膜表面结构的成分。

另外，晕光像素是极亮的像素，晕光区域的边缘边界的像素由于像素值在急剧变化，使得带通滤波结果产生较大变动。例如图 19A 所示，在图像的中心附近存在大致椭圆形状的晕光区域 H1，位于通过晕光区域 H1 的图像水平方向的轴 a—a’ 上的像素的像素值表现出图 19B 所示的变动（分布）。在对该图像实施带通滤波时，如图 19C 所示，在晕光区域的边缘边界产生影响区域 H2，其水平方向的分布如图 19D 所示，在影响区域 H2 中，在极短距离之间产生急剧的变动。影响区域 H2 的扩散程度取决于在带通滤波中使用的数字滤波器的滤波器规格，在把滤波器规格设为 $N \times N$ 时为 $|N/2|$ 。此处，||为高斯记号，表示对小数点以下进行四舍五入。另外，在本实施方式的频带滤波中具有把直流成分的振幅设为 0 的特性，因此处理结果有可能取负值。

针对带通滤波结果的修整处理按照下面所述进行。首先，在存储暗部像素和晕光像素的位置的二维数组区域中，对晕光像素区域应用公知的膨胀处理，由此把与属于因晕光而产生的影响区域 H2 的像素的坐标位置对应的数组元素的值替换为表示晕光像素的 2。然后，在应用膨胀处理后的二维数组区域中，对于数组元素的值被赋予了 1 或 2 的像素，把通过应用带通滤波得到的提取成分的值替换为 0。并且，利用计数器 Cnt 存储提取成分的值被替换为 0 的像素的数量。通过以上处理，可以根据通过带通滤波得到的结果，排除暗部像素和晕光像素的影响，修整为只提取血管像等构成活体粘膜表面结构的频带成分的图像。

然后，在步骤 S65 中，根据在截止到步骤 S64 的处理中得到的结构成分提取结果，计算结构成分特征量。在本实施方式中，把提取出的结构成

分的方均值定义为结构成分特征量。方均值 μ 一般被称为频率功率，从图像中提取出的结构成分越多、换言之频率成分越多，其值越大，利用下式（1）计算。

式（1）

$$\mu = \left\{ \sum_{j=1}^{ISY} \sum_{i=1}^{ISX} h^2(i, j) \right\} / \{ (ISX \times ISY) - Cnt \}$$

在式（1）中， $h(i, j)$ 是在步骤 S64 中得到的、将暗部像素、晕光像素、及受到晕光影响的像素排除后的各个像素的结构成分提取结果， Cnt 是在步骤 S64 中提取成分的值被替换为 0 的像素的数量。步骤 S65 构成频率功率计算步骤。并且，步骤 S63～步骤 S65 构成频率提取步骤。步骤 S62～步骤 S65 构成特征量计算步骤或特征量计算单元。特别是步骤 S64 和 S65 构成计算基于图像的频率成分量或结构成分的特征量的特征量计算步骤或特征量计算单元。

接着，在步骤 S66 中，根据在步骤 S65 中得到的结构成分特征量，判定处理对象图像是否是其他观察不适当图像。具体地讲，如果 $\mu \leq Tf$ ，则判定为处理对象图像是结构成分少且没有对准焦点的图像、即其他观察不适当图像，转入步骤 S67。如果 $\mu > Tf$ ，则判定为处理对象图像不是其他观察不适当图像，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。此处， Tf 是为了判定其他观察不适当图像而预先确定的阈值，即确定图像好坏的拍摄状态阈值。在步骤 S67 中，设为 $A3[j] = "TRUE"$ ，结束处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。步骤 S66 和 S67 构成拍摄状态判定步骤或拍摄状态判定单元。

如以上说明的那样，通过步骤 S61～S67 的一系列的处理，可以只提取摄像图像中包含的构成活体粘膜表面结构的频带成分，基于根据提取结果计算出的结构成分特征量，判定处理对象图像是否是其他观察不适当图像。

在本实施方式中，作为用于提取构成活体粘膜表面结构的频带成分的方法，应用了使用数字滤波器的带通滤波，但也可以应用拉普拉斯算子等公知的边缘检测滤波器。并且，作为结构成分特征量使用了提取出的结构成分的方均值，但也可以使用 G 图像中的像素值的标准偏差和方差等。活

体粘膜表面结构越少时，标准偏差和方差的值越小。

并且，以上说明的用于判定其他观察不适当图像的一系列处理，也可以用作前面叙述的判定过度接近图像的处理。在本实施方式中，将过度接近图像和其他观察不适当图像分类为处于不同拍摄状态的图像，但是，双方也可以都定义为由于图像没有对准焦点而使得活体粘膜表面结构较少或不存在的图像，所以能够在上述处理中一次地进行判定。该情况时，可以实现处理的高速化。

下面，使用图 20 说明胶囊型内窥镜装置 1 的不适当图像的判定方法。所说不适当图像的判定，指判定处理对象图像是否属于被分类为五种不适当图像的任一方，使用前面叙述的五种不适当图像的判定处理进行判定。换言之，图 20 所示各个步骤的处理构成根据各个图像的拍摄状态进行分类的分类单元。

首先，在步骤 S71 中，将表示作为处理对象的第 j 个（ j 为大于等于 1 的整数）图像是否是不适当图像的判定结果的标志 $C[j]$ 初始化为 0。另外，标志 $C[j]$ 的值被设定为表示判定为是不适当图像的 1~4、或者表示判定不是不适当图像的 0 中任一值。接着，在步骤 S72 中，判定处理对象图像是否是暗部图像。步骤 S72 的处理采用使用图 10 说明的暗部图像判定处理即步骤 S1~S7 的一系列处理。在暗部图像判定处理的结果为 $D[j] = "TRUE"$ 、即判定为处理对象图像是暗部图像时，在后面的步骤 S73 中，设为 $C[j] = 1$ ，结束不适当图像的处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。在暗部图像判定处理的结果为 $D[j] = "FALSE"$ 、即判定处理对象图像不是暗部图像时，转入步骤 S74。

在步骤 S74 中，判定处理对象图像是否是晕光图像。步骤 S74 的处理采用使用图 11 说明的晕光图像判定处理即步骤 S11~S17 的一系列处理。在晕光图像判定处理的结果为 $H[j] = "TRUE"$ 、即判定为处理对象图像是晕光图像时，在后面的步骤 S75 中，设为 $C[j] = 2$ ，结束不适当图像的处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。在晕光图像判定处理的结果为 $H[j] = "FALSE"$ 、即判定为处理对象图像不是晕光图像时，转入步骤 S76。

在步骤 S76 中，判定处理对象图像是否是异物图像。步骤 S76 的处理采用使用图 12 说明的异物图像判定处理即步骤 S21~S28 的一系列处理。在异物图像判定处理的结果为 $A1[j] = "TRUE"$ 、即判定处理对象图像是异物图像时，在后面的步骤 S77 中，设为 $C[j] = 3$ ，结束不适当图像的处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。在异物图像的判定处理的结果为 $A1[j] = "FALSE"$ 、即判定为处理对象图像不是异物图像时，转入步骤 S78。

在步骤 S78 中，判定处理对象图像是否是过度接近图像。步骤 S78 的处理采用使用图 16 说明的过度接近图像判定处理即步骤 S51~S56 的一系列处理。在过度接近图像判定处理的结果为 $A2[j] = "TRUE"$ 、即判定为处理对象图像是过度接近图像时，在接下来的步骤 S79 中，设为 $C[j] = 4$ ，结束不适当图像的处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。在过度接近图像判定处理的结果为 $A2[j] = "FALSE"$ 、即判定为处理对象图像不是过度接近图像时，转入步骤 S80。

在步骤 S80 中，判定处理对象图像是否是其他观察不适当图像。步骤 S80 的处理采用使用图 17 说明的过度接近图像判定处理即步骤 S61~S67 的一系列处理。在其他观察不适当图像判定处理的结果为 $A3[j] = "TRUE"$ 、即判定为处理对象图像是其他观察不适当图像时，在接下来的步骤 S81 中，设为 $C[j] = 5$ ，结束不适当图像的处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。在其他不适当图像判定处理的结果为 $A3[j] = "FALSE"$ 、即判定为处理对象图像不是其他不适当图像时，结束不适当图像的处理，转入对接下来的第 $(j+1)$ 个图像的判定处理。

以上说明的不适当图像判定处理可以作为软件程序安装，并在本实施方式的终端装置 7 中执行。终端装置 7 通过托架 6 取入由胶囊型内窥镜 3 拍摄而记录在外部装置 5 中的一系列图像，在取入该图像时执行步骤 S71~S81 所示的不适当图像判定处理，将判定结果和所取入的图像相关联地进行保存。使用所保存的判定结果，从取入终端装置 7 的一系列图像中去除不适当图像，使显示器 8c 只显示其余的适于观察和诊断的图像，从而可以提高观察效率。

使用图 21 说明从一系列图像中去除不适当图像，使显示器 8c 显示其余图像的图像显示方法。另外，在本实施方式中，按照所取入图像的顺序，从取入终端装置 7 的最初第一张图像开始到最后一张图像，显示为静态图像，或者进行幻灯片连续显示。终端装置 7 包括未图示的中央处理装置（CPU）和存储器，执行以下说明的处理。因此，终端装置 7 具有执行该处理的程序，与该程序一起构成控制单元，控制与作为显示单元的显示器 8c 相关的以下处理。

终端装置 7 在执行程序时，首先在步骤 S91 中，将用于识别作为处理对象的图像的序号 j 初始化为 1，该序号 j 表示该图像被取入终端装置 7 的顺序，把第一张被取入的图像作为处理对象。然后，在步骤 S92 中，根据使用图 20 说明的不适当图像判定结果，参照与第 j 个图像相关联而记录的 $C[j]$ 的值。在 $C[j]=0$ ，即判定为第 j 个图像不是不适当图像时，转入步骤 S93，使显示器 8c 显示第 j 个图像，转入接下来的步骤 S94。在 $C[j] \neq 0$ ，即判定为第 j 个图像是不适当图像时，使显示器 8c 不显示第 j 个图像，转入步骤 S94。

在步骤 S94 中，把在第 j 个图像之后取入终端装置 7 的图像作为处理对象，设 $j=j+1$ 。然后，在步骤 S95 中，对取入终端装置 7 的所有图像，判定是否已进行上述的图像显示可否判定及图像显示处理。例如，把取入终端装置 7 的图像总数设为 N ，在 $j \leq N$ 时返回步骤 S92，对其余图像进行同样的处理。在 $j > N$ 时，结束处理。以上的步骤 S91～S95 构成显示控制单元及显示控制步骤。

通过以上处理，在终端装置 7 中，可以从由胶囊型内窥镜 3 拍摄并通过外部装置 5 取入的图像中去除不适当图像，使显示器 8c 只显示适于观察和诊断的图像。

这样，在本实施方式的胶囊型内窥镜装置 1 和图像处理方法中，可以判定不适于观察和诊断的图像。并且，通过不显示判定为不适当的图像，可以削减观察和诊断所需要的时间，作业效率提高。

另外，为了防止万一漏看病变部位，有时需要利用显示器 8c 等确认被判定为不适当图像的图像。为了对应这种情况，可以对在终端装置 7 中

工作的观察用程序，一并或针对所分类的每个类追加一览显示不适当图像的功能。例如，假设观察程序具有窗口和 GUI（人机图形界面），在窗口和 GUI 上设置暗部图像显示按钮等用于一览显示不适当图像的按钮，在利用鼠标 8b 点击了该按钮时，可以缩小并一览显示全部不适当图像、或暗部图像等属于特定分类的不适当图像。由此，可以高效地确认不适当图像。

此外，在本实施方式中，对图像中的所有像素同等对待进行了不适当图像的判定，但是，例如也可以对能够获得良好摄像条件的图像中央部区域的像素赋予比除此以外的周边区域像素大的权重来进行判定。具体地讲，在将图像整体分割为九部分时，将位于中央的块设定为图像中央部区域，例如在暗部图像的判定处理的步骤 S2 中，对属于图像中央部区域的像素，可以将用于判定是否是暗部像素的阈值设定为对属于其他区域像素阈值的 1.1 倍等较大的值，使暗部像素的判定条件更加严格。或者，在暗部图像的判定处理的步骤 S2 中，在判定为属于图像中央部区域的像素是暗部像素时，在后面的步骤 S3 中，在属于周边区域的像素为 1 时，把用于对暗部像素进行计数的 Cnt 的增量设为 1.5 进行加权。并且，也可以利用把图像中央部区域作为峰值的二维正态分布函数等进行加权。

另外，在本实施方式中，对由胶囊型内窥镜 3 拍摄而取入终端装置 7 的图像进行不适当图像的判定，但是，例如也可以对通过间疏等生成的缩小图像进行不适当图像的判定。此外，在本实施方式中，使用图像中的所有像素进行不适当图像的判定，但是，也可以使用从图像中适当采样的像素进行不适合图像的判定。该情况时，相比于属于图像周边区域的像素，可以从属于能够获得良好摄像条件的图像中央区域的像素中采样更多的像素，进行不适当图像的判定。另外，在本实施方式中，在终端装置 7 中进行不适当图像的判定和可否显示在显示器 8c 上的判定，但是，也可以在外部装置 5 中进行这些判定。此外，在本实施方式中，分类为适于观察和诊断的图像和不适当图像，但是，例如也可以根据暗部像素的比例连续评价对于观察和诊断的适当性并存储，根据需要进行参照。该情况时，也可以在终端装置 7 中设定用于判定是否保存该图像的阈值，通过比较评价值和阈值来判定可否保存。

(第二实施方式)

下面, 使用图 22 说明本发明的第二实施方式。图 22 是说明终端装置 7 的图像保存动作的流程图。本实施方式的图像处理方法从由胶囊型内窥镜 4 获得的一系列图像中检测不适于观察和诊断的图像, 在内置于终端主体 9 的作为输出单元的大容量存储装置(通常使用硬盘驱动器)中不保存被判定为不适当图像的图像, 由此可以削减在记录装置中保存的数据量, 降低装置的成本, 削减观察所需要的时间。本实施方式的胶囊型内窥镜装置 1 的整体结构与第一实施方式相同, 所以对相同结构赋予相同标号并省略说明。并且, 本实施方式中的各种不适当图像的判定处理与使用图 10~图 20 说明的第一实施方式的处理相同, 所以对相同结构赋予相同标号并省略说明。此处, 只说明作为特征的、使存储装置保存从一系列图像中去除不适当图像后的其余图像的图像保存方法。

另外, 在本实施方式中, 与第一实施方式相同, 一系列不适当图像的判定处理可以作为软件程序安装, 在终端装置 7 中执行。在本实施方式中, 终端装置 7 通过托架 6 取入由胶囊型内窥镜 3 拍摄并记录在外部装置 5 中的一系列图像。在取入该图像时, 执行使用图 20 说明的步骤 S71~S81 所示的不适当图像判定处理, 相关联地保存判定结果和所取入的图像。并且, 通过使用所保存的判定结果, 从取入终端装置 7 的一系列图像中去除不适当图像, 只有其余的适于观察和诊断的图像被保存在终端主体 9 的存储装置中。即, 可以削减保存在存储装置中的数据量, 降低装置成本, 而且可以提高观察效率。

使用图 22 说明从一系列图像中去除不适当图像, 使终端装置 7 保存其余图像的图像保存方法。另外, 在本实施方式中, 与第一实施方式相同, 按照所取入图像的顺序, 从取入终端装置 7 的最初第一张图像开始到最后图像, 作为静态图像进行显示, 或者进行幻灯片连续显示。终端装置 7 包括未图示的中央处理装置(CPU)和存储器, 执行以下说明的处理。因此, 终端装置 7 具有执行该处理的程序, 与该程序一起构成控制单元, 控制与作为保存单元的硬盘等存储装置(未图示)相关的以下处理。

终端装置 7 在执行程序时, 首先在步骤 S101 中, 将用于识别作为处

理对象的图像的序号 j 初始化为 1，该序号 j 表示该图像被取入终端装置 7 的顺序，把第一张被取入的图像作为处理对象。然后，在步骤 S102 中，根据使用图 20 说明的不适当图像判定结果，参照与第 j 个图像对应记录的 $C[j]$ 的值。在 $C[j]=0$ ，即判定为第 j 个图像不是不适当图像时，转入步骤 S103，在内置于终端主体 9 的大容量存储装置（通常使用硬盘驱动器）中保存第 j 个图像，转入后面的步骤 S104。在 $C[j]\neq0$ ，即判定为第 j 个图像是不适当图像时，不在内置于终端主体 9 的大容量存储装置中保存第 j 个图像，转入步骤 S104。

在步骤 S104 中，把在第 j 个图像之后取入终端装置 7 的图像作为处理对象，设为 $j=j+1$ 。然后，在步骤 S105 中，对取入终端装置 7 的所有图像，判定是否已进行上述的图像显示可否判定及图像保存处理。例如，把取入终端装置 7 的图像总数设为 N ，在 $j\leq N$ 时返回步骤 S102，对其余图像进行相同处理。在 $j>N$ 时，结束处理。以上步骤 S101~S105 构成保存控制单元及保存控制步骤。

通过以上处理，在终端装置 7 中，可以从由胶囊型内窥镜 3 拍摄并通过外部装置 5 取入的图像中去除不适当图像，在内置于终端主体 9 的大容量存储装置中只保存适于观察和诊断的图像。

这样，在本实施方式的胶囊型内窥镜装置 1 和图像处理方法中，可以判定不适于观察和诊断的图像。并且，本实施方式的胶囊型内窥镜装置 1 和图像处理方法通过不保存判定为不适合的图像，可以削减保存在存储装置中的数据量，可以降低装置成本。并且，本实施方式的胶囊型内窥镜装置 1 和图像处理方法可以削减观察和诊断所需要的时间，作业效率提高。

另外，在本实施方式中，不在内置于终端主体 9 的大容量存储装置中保存被判定为不适当图像的图像，但是，也可以对不适当图像实施高压缩率的压缩处理后保存在大容量存储装置中。在该情况下，在本实施方式中，也可以削减保存在存储装置中的数据量，可以降低装置成本。

此外，在本实施方式中，在终端装置 7 中进行不适当图像的判定、及可否保存在内置于终端主体 9 的大容量存储装置中的判定，但也可以在外部装置 5 中进行这些判定。

如以上说明的那样，本发明可以实现能够判定拍摄了被摄体的图像是否是不适于观察和诊断的图像的图像处理装置，以及具有图像处理装置的胶囊型内窥镜装置，该图像处理装置能够判定拍摄了被摄体的图像是否是不适于观察和诊断的图像。

根据以上实施方式，以下附记项目具有下述特征。

(附记项 1) 一种图像处理方法，该图像处理方法包括：图像输入步骤，输入由多种颜色信号构成的图像；特征量计算步骤，计算表示所述输入图像的拍摄状态的特征量；以及分类步骤，根据通过所述特征量计算步骤计算出的特征量，对所述输入图像进行分类。

(附记项 2) 根据附记项 1 所述的图像处理方法，其特征在于，所述特征量计算步骤把所述输入图像的像素值作为特征量。

(附记项 3) 根据附记项 1 或 2 所述的图像处理方法，其特征在于，所述特征量计算步骤计算基于所述输入图像的像素值的特征量。

(附记项 4) 根据附记项 1~3 中任一项所述的图像处理方法，其特征在于，所述分类步骤进行基于所述输入图像是否是适当拍摄状态的图像的分类。

(附记项 5) 根据附记项 4 所述的图像处理方法，其特征在于，所述特征量计算单元计算基于所述输入图像的亮度的特征量，并且所述分类步骤进行基于所述输入图像的亮度的分类。

(附记项 6) 根据附记项 4 所述的图像处理方法，其特征在于，所述特征量计算单元计算基于所述输入图像的色调的特征量，并且所述分类步骤进行基于所述输入图像的色调的分类。

(附记项 7) 根据附记项 5 所述的图像处理方法，其特征在于，所述分类步骤根据计算步骤和所述特征量计算步骤计算出的特征量，把所述输入图像分类为处于不适当拍摄状态的图像，所述计算步骤计算所述输入图像中小于预定值的像素的像素数或在图像中的比例的至少一方。

(附记项 8) 根据附记项 5 所述的图像处理方法，其特征在于，所述分类步骤根据计算步骤和所述特征量计算步骤计算出的特征量，把所述输入图像分类为处于不适当拍摄状态的图像，所述计算步骤计算所述输入图

像中大于预定值的像素的像素数或在图像中的比例的至少一方。

(附记项 9) 根据附记项 6 所述的图像处理方法, 其特征在于, 所述分类步骤根据计算步骤和所述特征量计算步骤计算出的特征量, 把所述输入图像分类为处于不适当拍摄状态的图像, 所述计算步骤计算所述输入图像中具有预定色调的像素的像素数或比例的至少一方。

(附记项 10) 根据附记项 6 所述的图像处理方法, 其特征在于, 所述特征量计算步骤计算基于所述输入图像的结构成分的特征量, 并且所述分类步骤根据所述特征量计算步骤计算出的特征量, 把所述输入图像分类为处于不适当拍摄状态的图像。

(附记项 11) 根据附记项 7 所述的图像处理方法, 其特征在于, 所述分类步骤把亮度不足的图像分类为处于不适当拍摄状态的图像。

(附记项 12) 根据附记项 8 所述的图像处理方法, 其特征在于, 所述分类步骤把晕光较多的图像分类为处于不适当拍摄状态的图像。

(附记项 13) 根据附记项 9 所述的图像处理方法, 其特征在于, 所述分类步骤把视野内异物较多的图像分类为处于不适当拍摄状态的图像。

(附记项 14) 根据附记项 9 或 10 所述的图像处理方法, 其特征在于, 所述分类步骤把过度接近拍摄对象的图像分类为处于不适当拍摄状态的图像。

(附记项 15) 根据附记项 10 所述的图像处理方法, 其特征在于, 所述特征量计算步骤还包括提取所述输入图像的频率成分的频率成分提取步骤, 根据所述频率成分计算基于结构成分的特征量。

(附记项 16) 根据附记项 15 所述的图像处理方法, 其特征在于, 所述频率成分提取步骤还包括: 滤波步骤, 应用提取所述图像中构成活体粘膜表面结构成分的频率成分的带通滤波; 频率功率计算步骤, 计算所述提取出的频率成分的频率功率, 所述特征量计算步骤把所述频率功率计算步骤的计算结果作为特征量。

(附记项 17) 根据附记项 15 或 16 所述的图像处理方法, 其特征在于, 所述分类步骤把模糊图像分类为处于不适当拍摄状态的图像。

(附记项 18) 根据附记项 1~17 中任一项所述的图像处理方法, 其特

征在于，所述分类步骤通过将所述特征量与预定阈值进行比较，判定所述图像是否处于不适当的拍摄状态。

(附记项 19) 根据附记项 1~17 中任一项所述的图像处理方法，其特征在于，所述分类步骤利用使用了所述特征量的识别器，判定所述图像是否处于不适当的拍摄状态。

(附记项 20) 根据附记项 1~19 中任一项所述的图像处理方法，其特征在于，所述特征量计算步骤计算基于构成所述输入图像的多种颜色信号中的至少一方的亮度的特征量。

(附记项 21) 根据附记项 20 所述的图像处理方法，其特征在于，所述多种颜色信号是 RGB 颜色信号。

(附记项 22) 根据附记项 21 所述的图像处理方法，其特征在于，所述特征量计算步骤计算基于各个像素的 R、G、B 像素值之比的特征量。

(附记项 23) 根据附记项 19 所述的图像处理方法，其特征在于，所述分类步骤中的识别器是线性判别函数。

(附记项 24) 根据附记项 1~23 中任一项所述的图像处理方法，其特征在于，所述所述输入图像是胶囊内窥镜图像。

(附记项 25) 一种胶囊型内窥镜装置，其特征在于，该胶囊型内窥镜装置具有：图像输入单元，其输入通过胶囊内窥镜拍摄的图像；计算单元，其根据所述图像输入单元输入的图像计算特征量；分类单元，其根据所述特征量，基于拍摄状态对所述输入图像进行分类；显示所述图像的显示单元；以及显示控制单元，其根据所述分类单元的分类结果，确定是否显示所述输入图像。

(附记项 26) 一种胶囊型内窥镜装置，其特征在于，该胶囊型内窥镜装置具有：图像输入单元，其输入通过胶囊内窥镜拍摄到的图像；计算单元，其根据所述图像输入单元输入的图像计算特征量；分类单元，其根据所述特征量，基于拍摄状态对所述输入图像进行分类；保存所述图像的保存单元；以及保存控制单元，其根据所述分类单元的分类结果，确定是否保存所述输入图像。

(附记项 27) 根据附记项 25 或 26 所述的胶囊型内窥镜装置，其特征

在于，所述分类单元进行基于所述输入图像是否处于不适当拍摄状态的分类。

(附记项 28) 根据附记项 27 所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，所述显示控制单元不显示根据所述分类单元的分类结果被分类为处于不适当拍摄状态的图像。

(附记项 29) 根据附记项 27 所述的胶囊型内窥镜装置，其特征在于，所述保存控制单元不显示根据所述分类单元的分类结果被分类为处于不适当拍摄状态的图像。

(附记项 30) 一种图像处理程序，其特征在于，使计算机发挥以下功能：输入由多种颜色信号构成的图像的功能；计算表示所述输入图像的拍摄状态的特征量的特征量计算功能；分类功能，根据通过所述特征量计算功能计算出的特征量，把所述输入图像分类为适于观察的图像和除此以外的图像。

(附记项 31) 根据附记项 30 所述的图像处理程序，其特征在于，该程序还发挥根据所述分类功能的分类结果来判定是否显示所述图像的判定功能，根据所述判定结果控制所述图像的显示。

(附记项 32) 根据附记项 30 所述的图像处理程序，其特征在于，该程序还发挥根据所述分类功能的分类结果来判定是否保存所述图像的判定功能，根据所述判定结果保存所述图像。

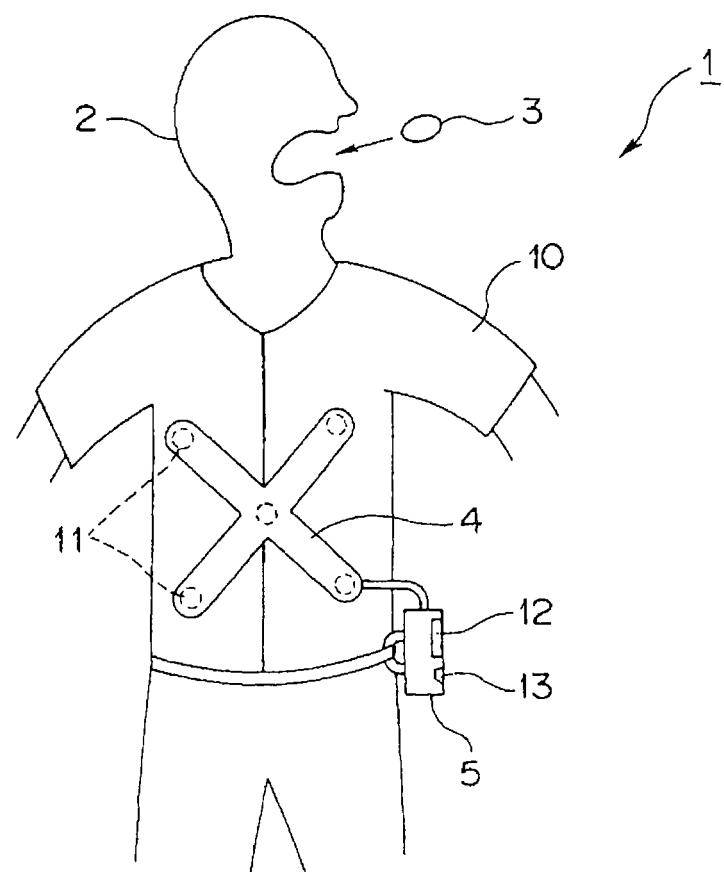


图 1A

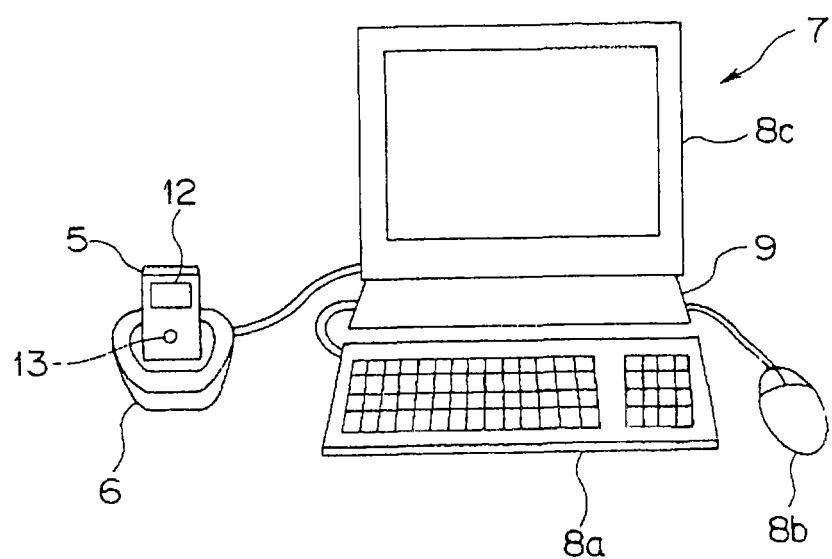


图 1B

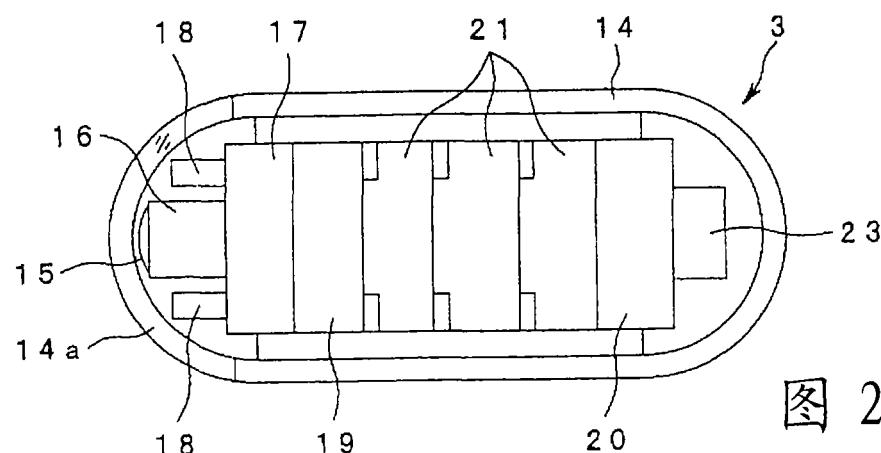


图 2

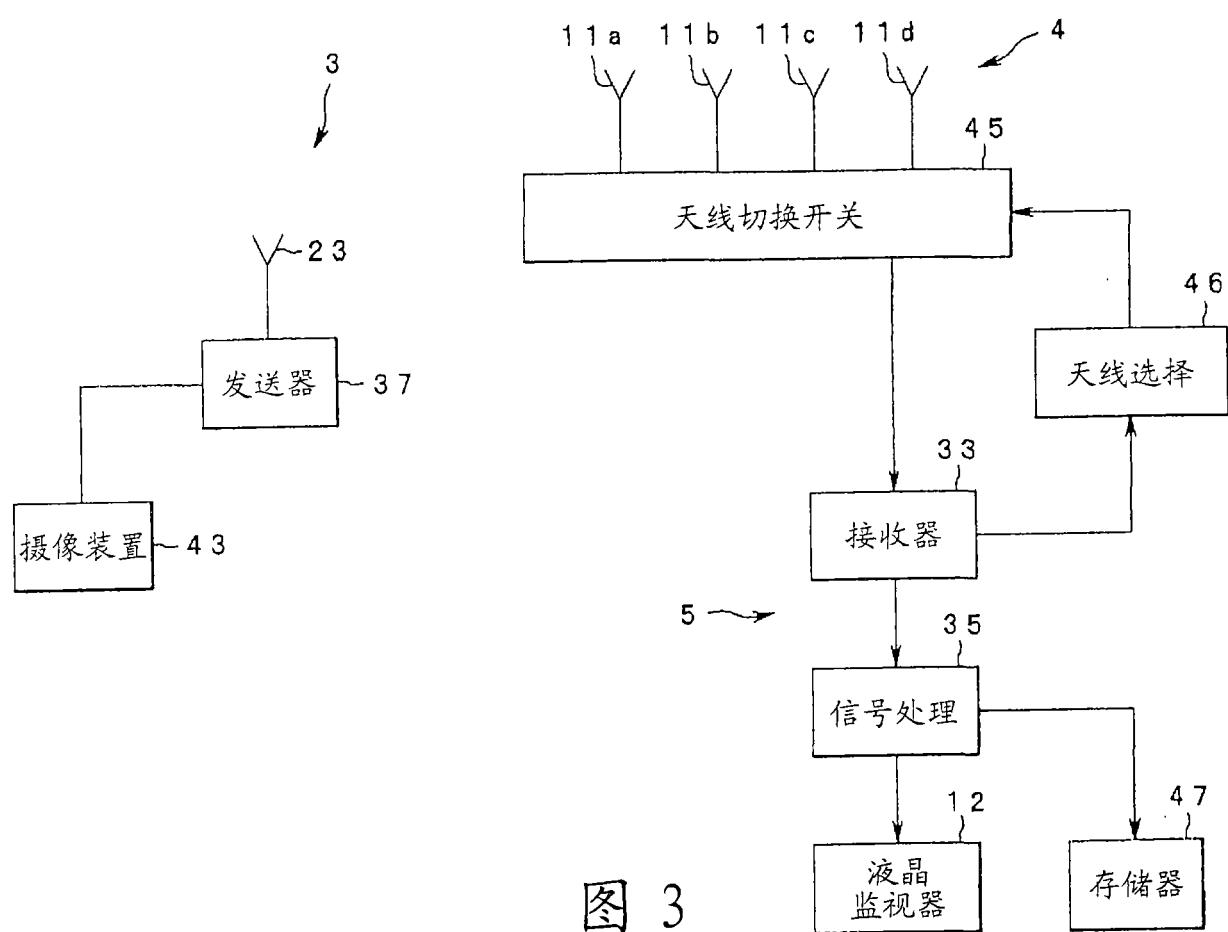


图 3

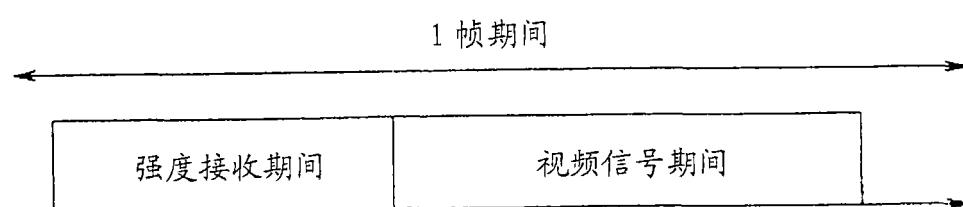


图 4

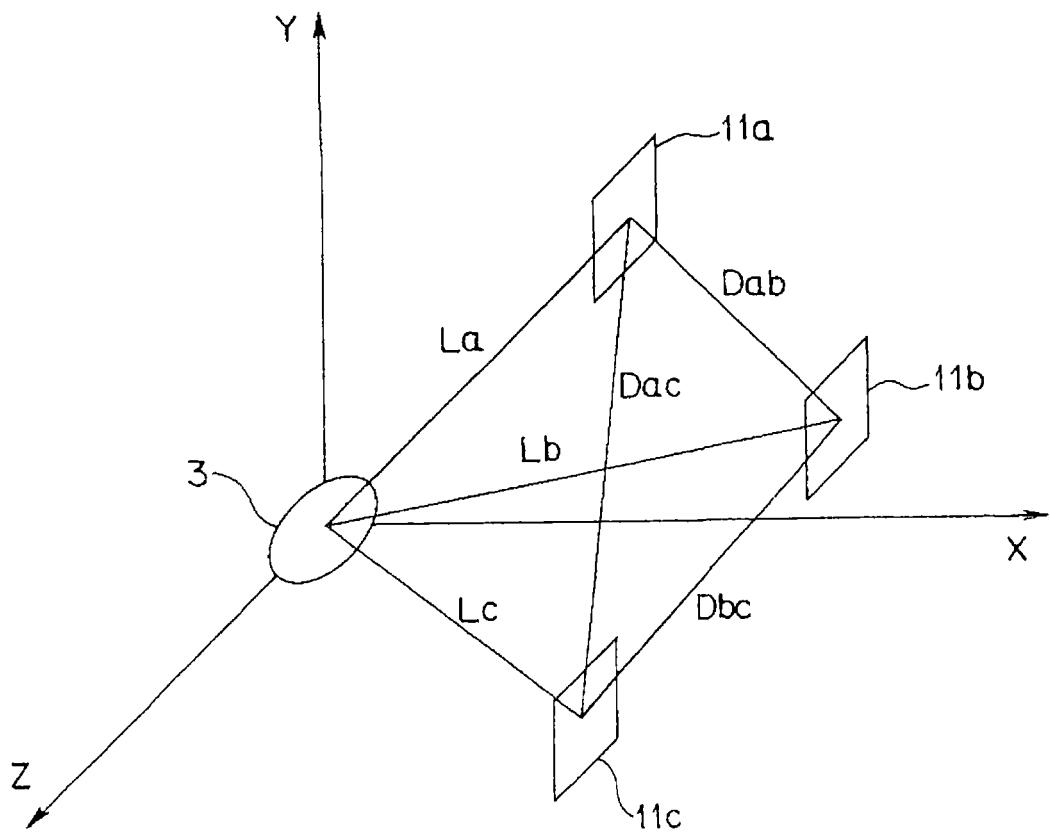


图 5

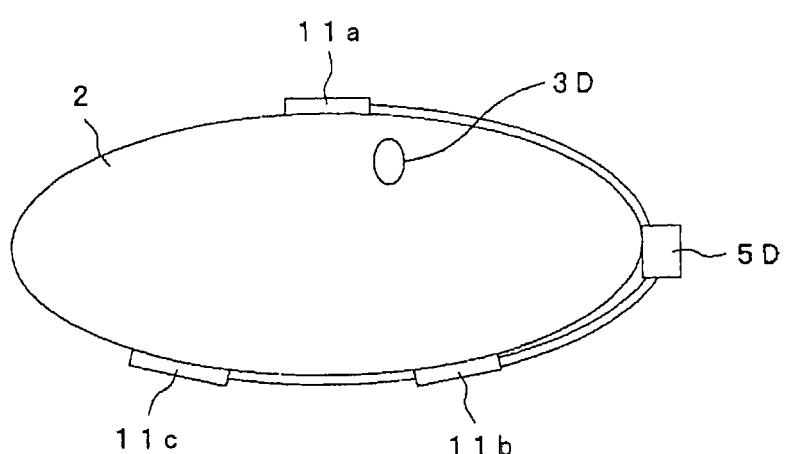


图 6

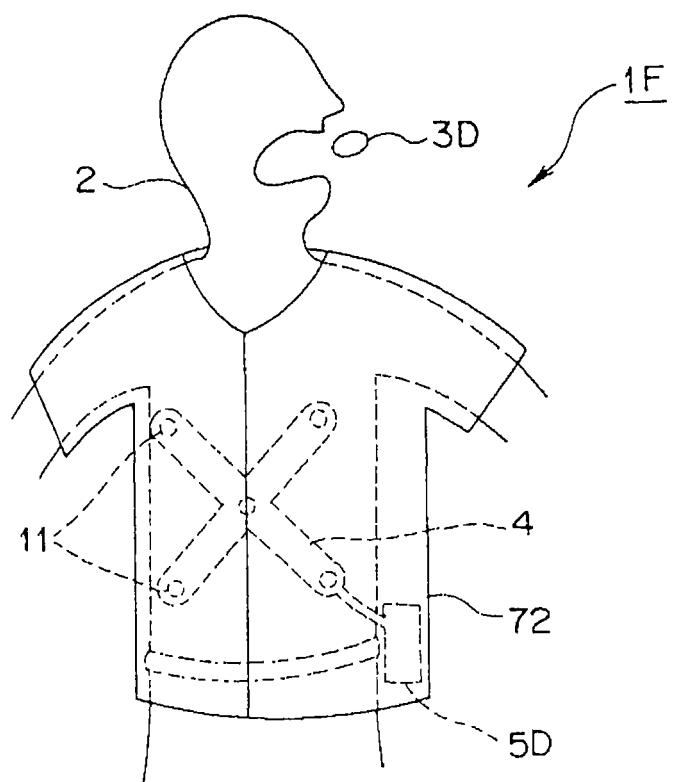


图 7

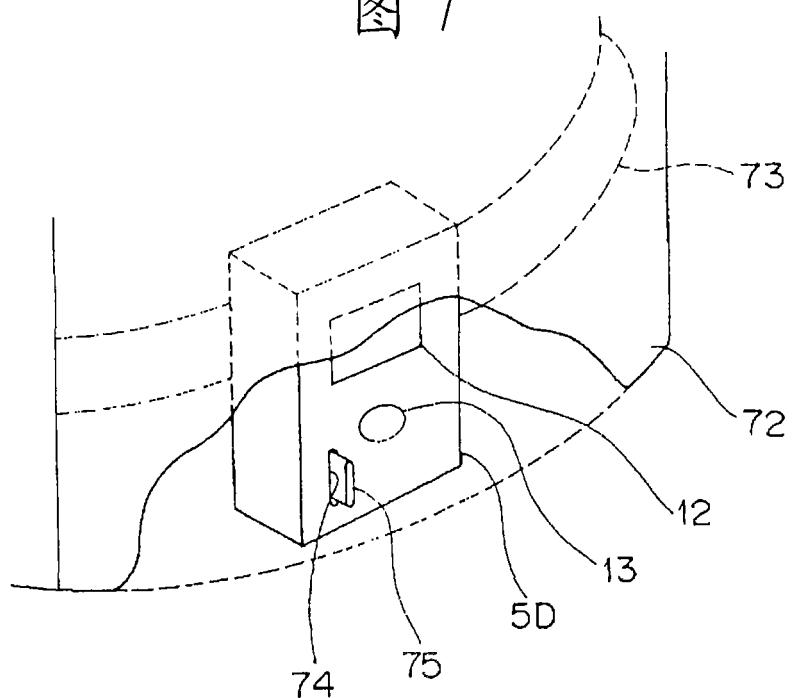


图 8

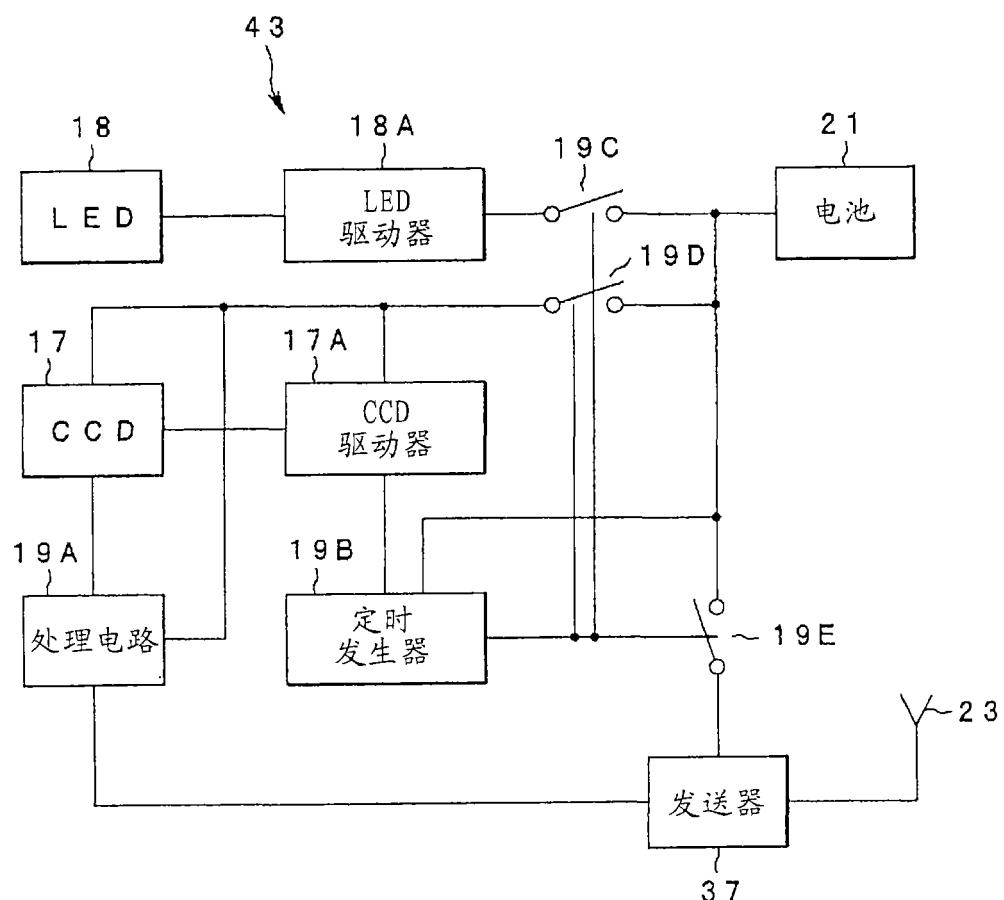


图 9

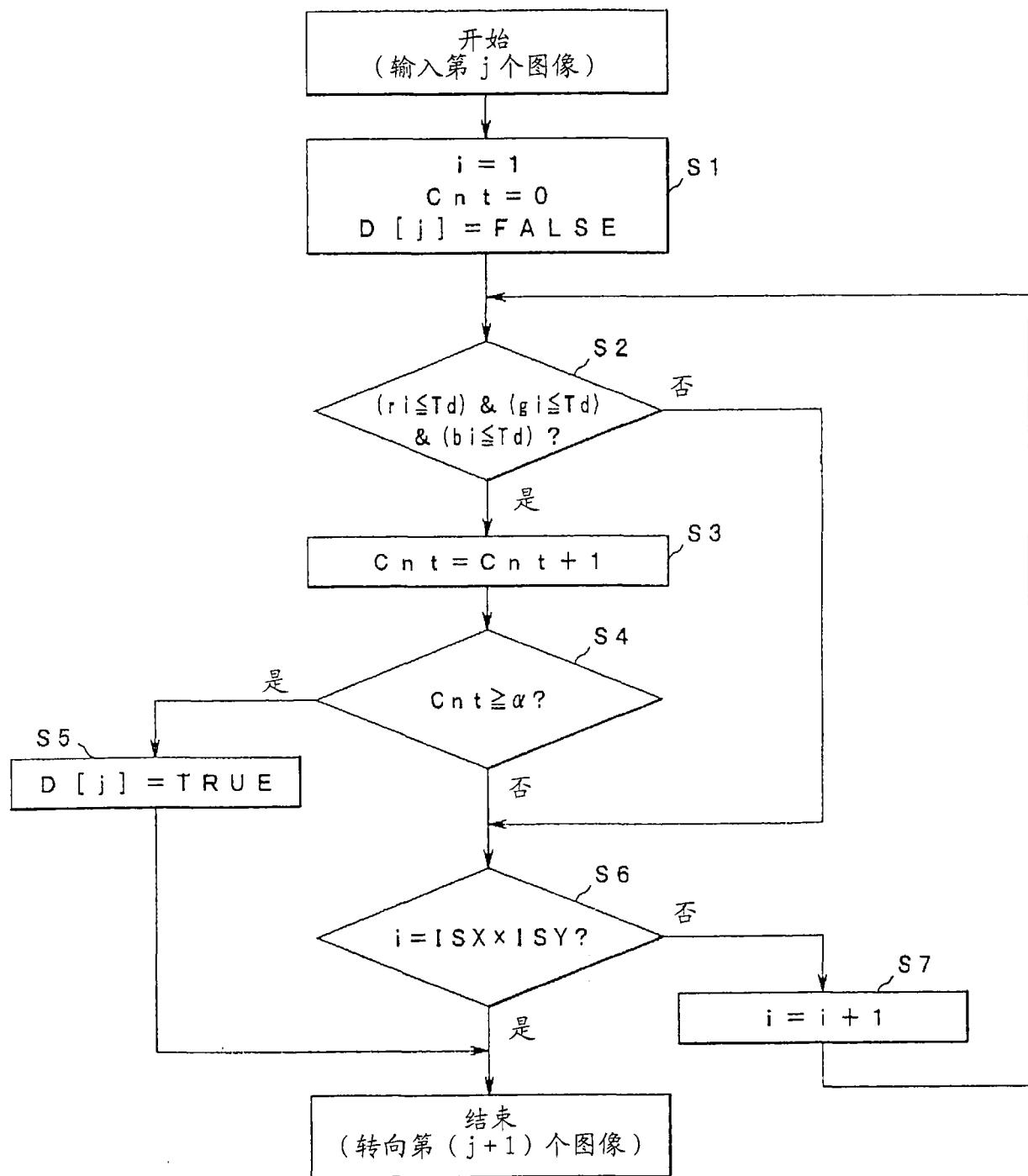


图 10

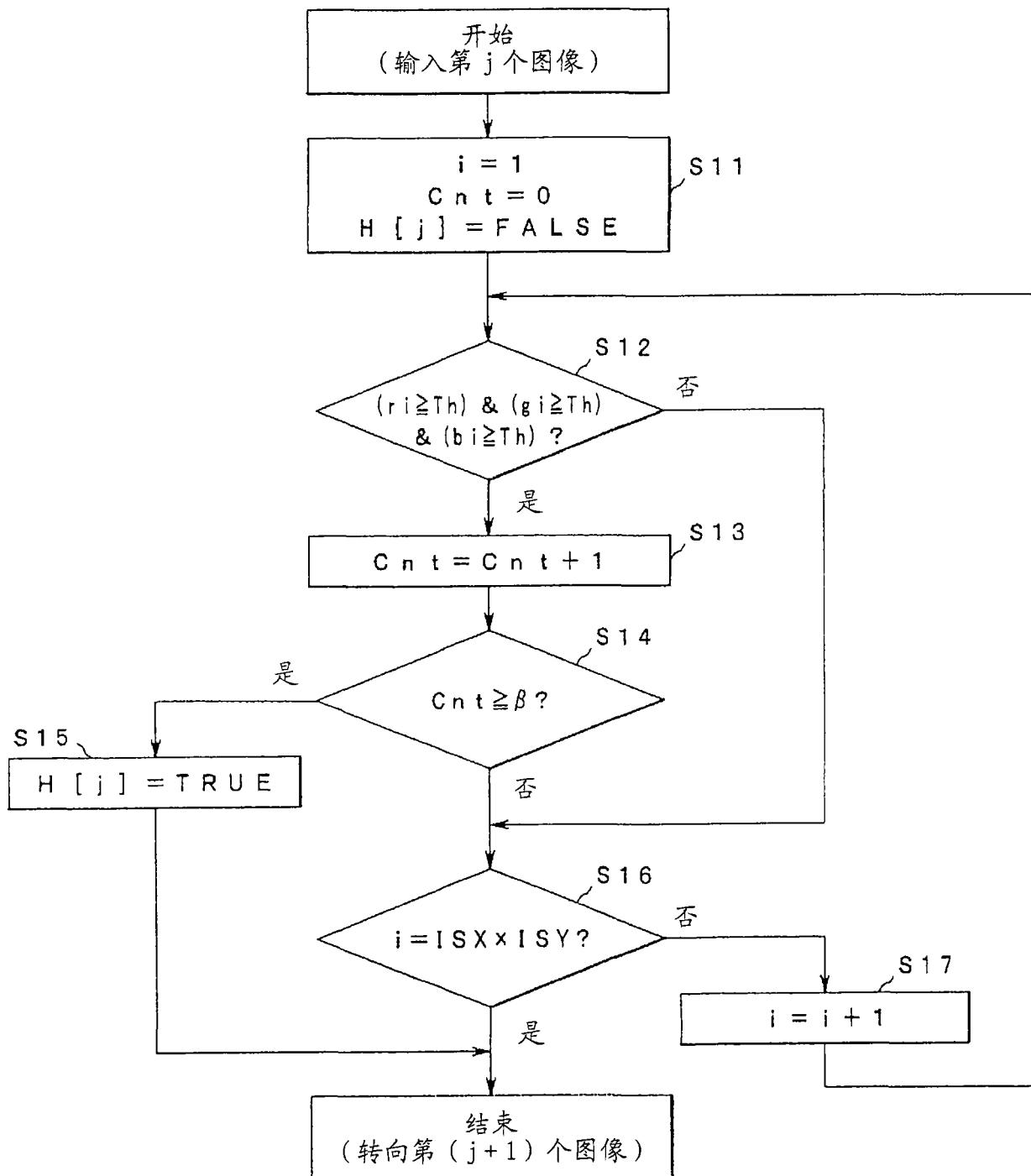


图 11

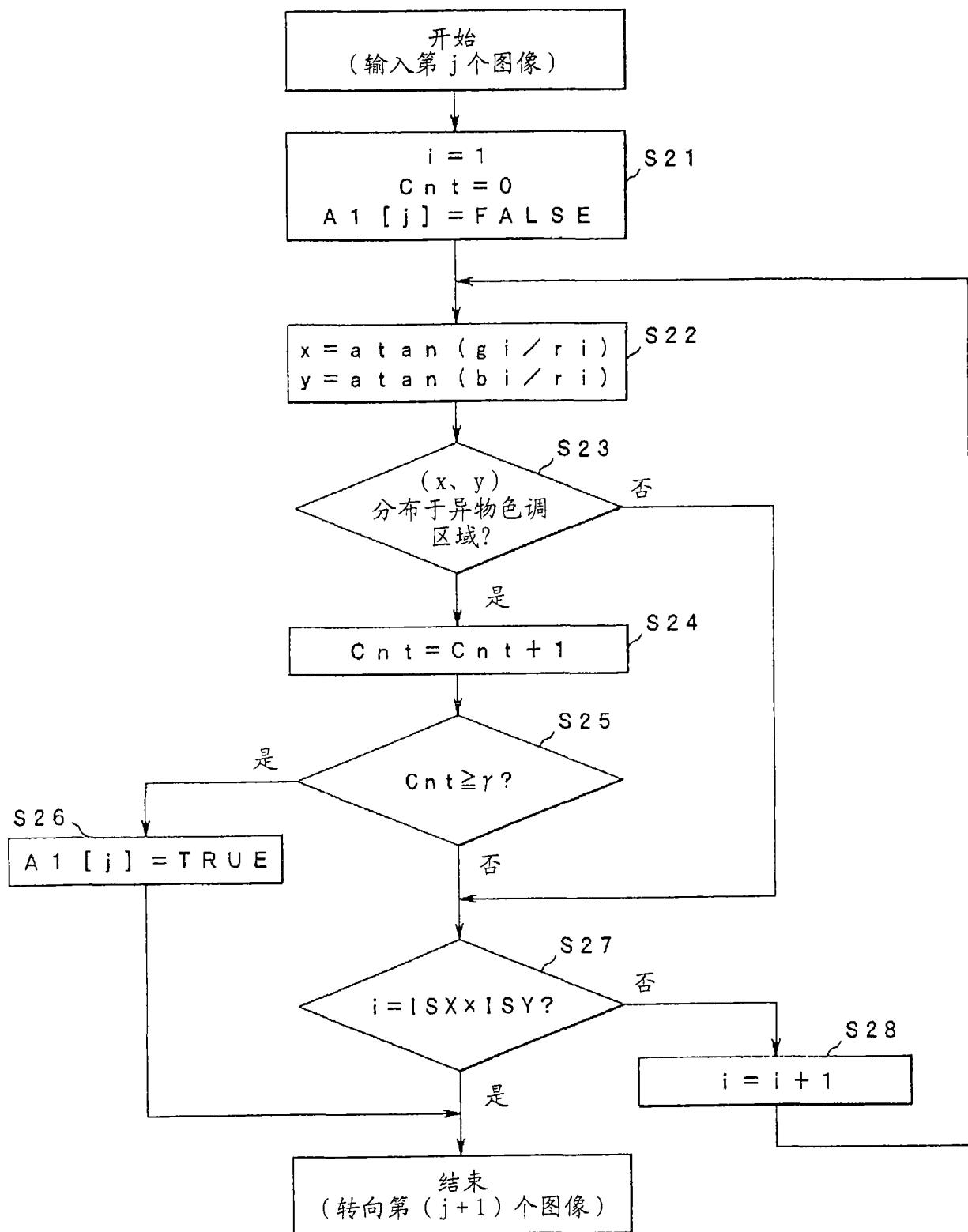


图 12

V1	V2	$\text{atan}(V1/V2)$
0	0	0
0	1	0
0	2	0
0	3	0
⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮
255	252	45.339
255	253	45.225
255	254	45.112
255	255	45

图 13

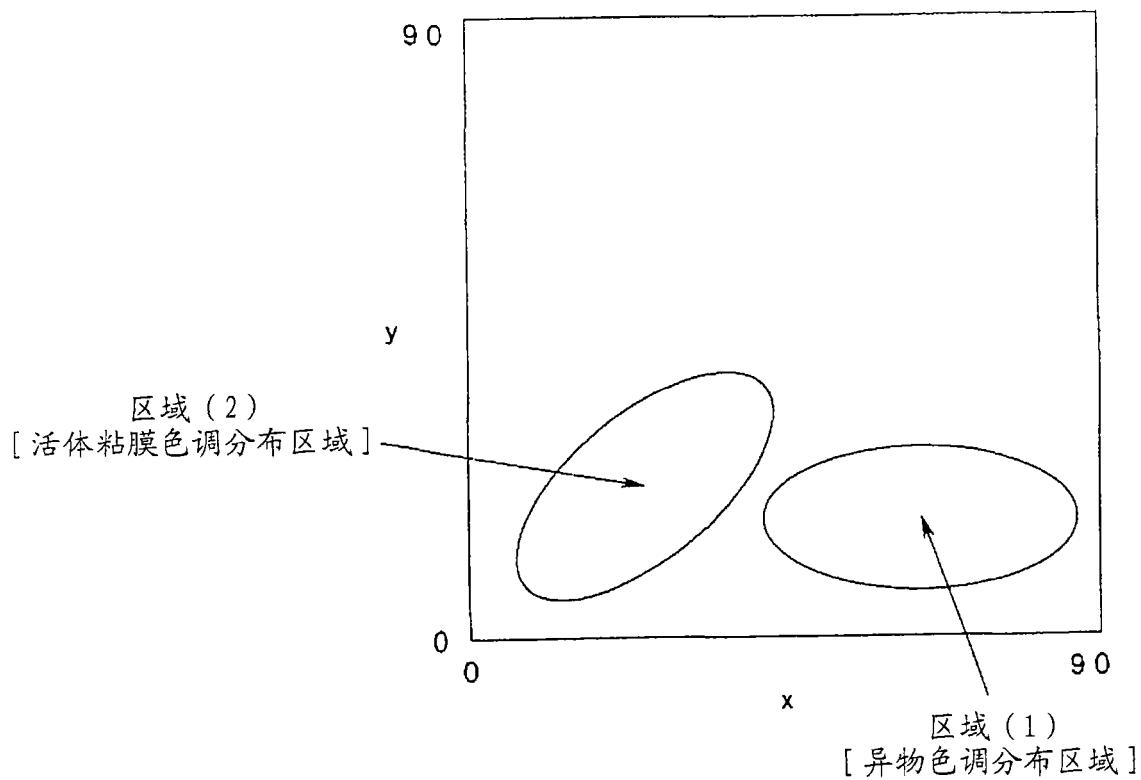


图 14

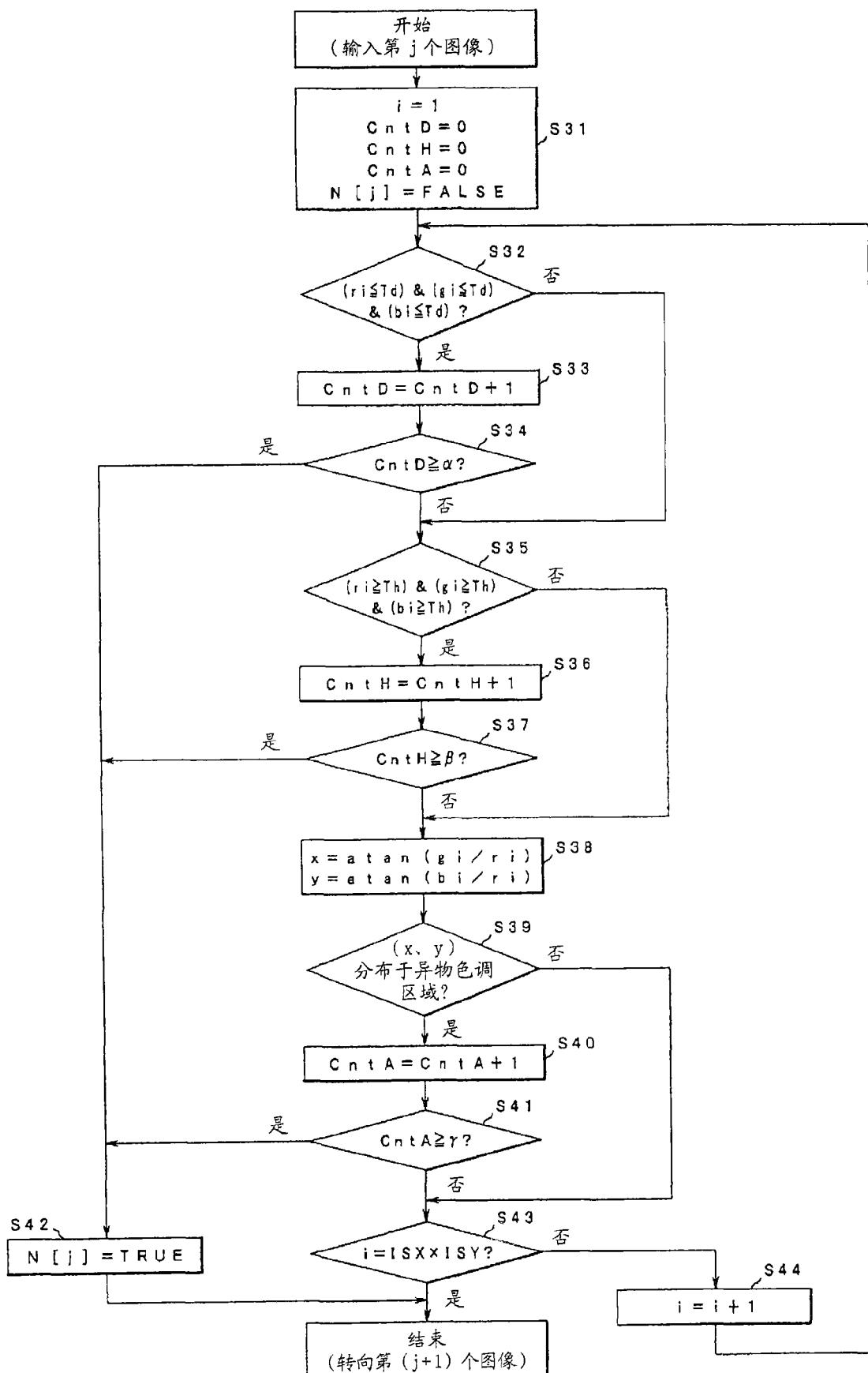


图 15

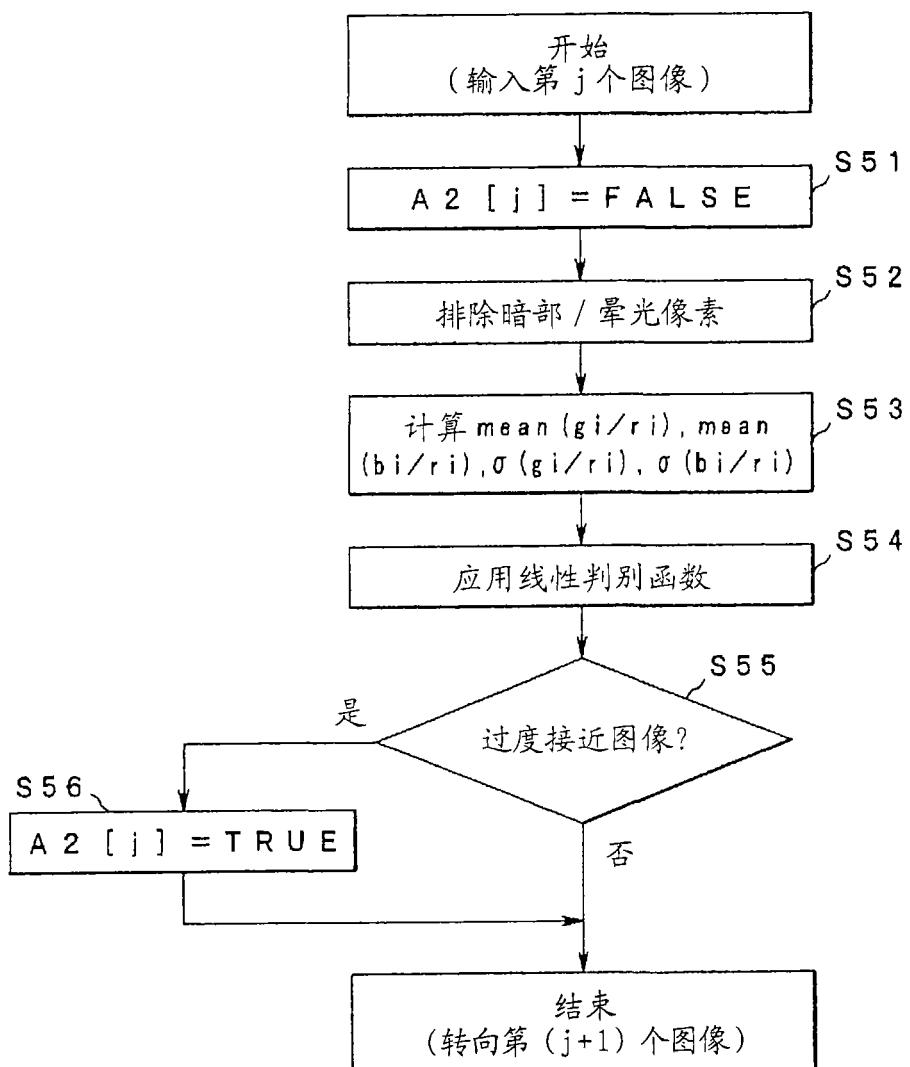


图 16

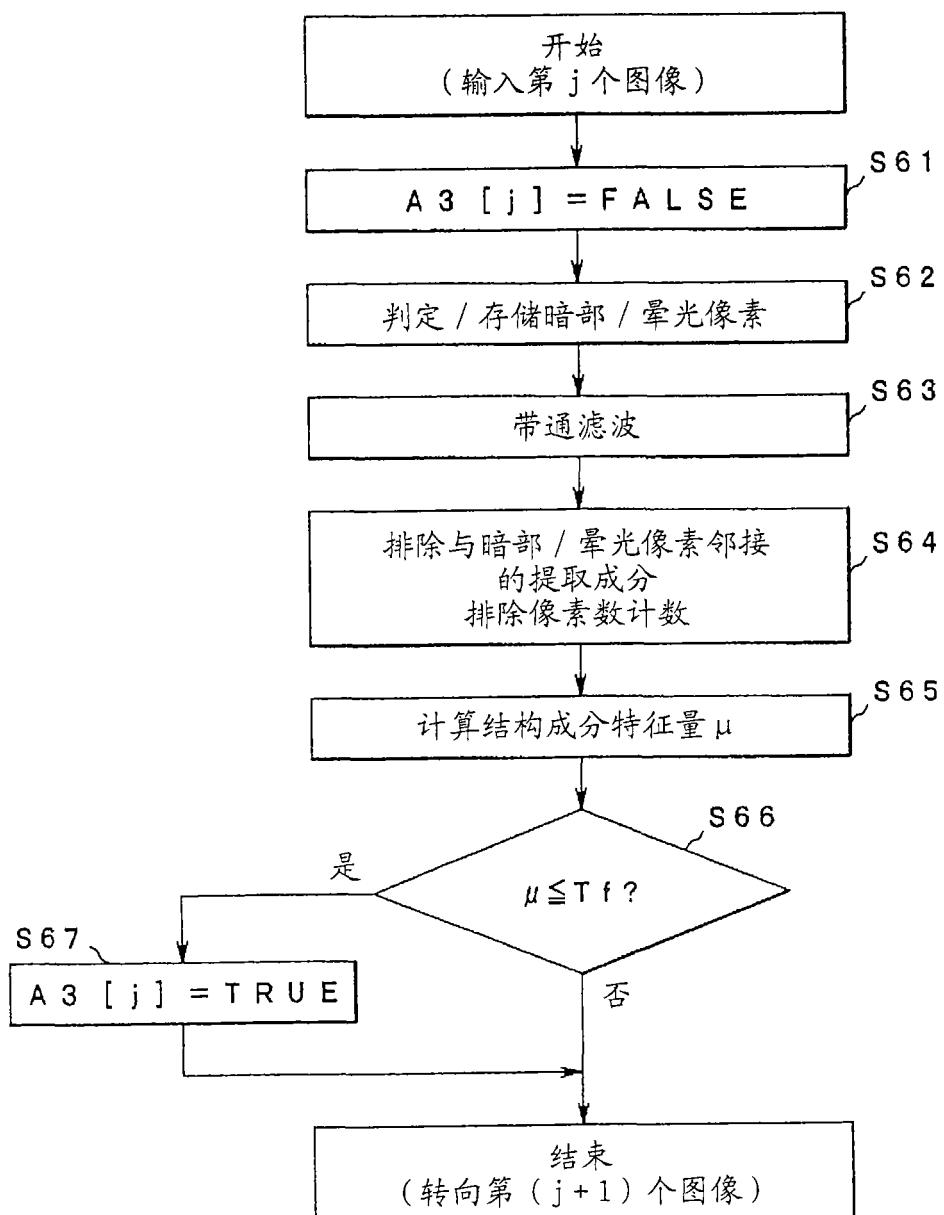


图 17

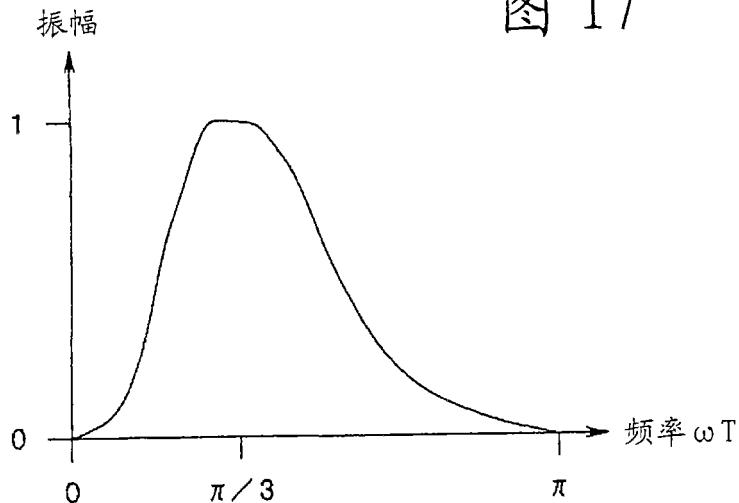


图 18

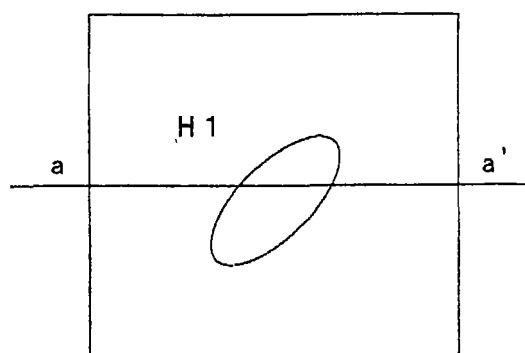


图 19A

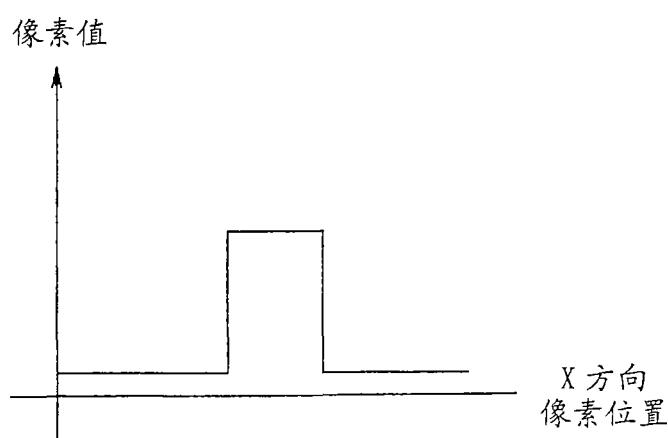


图 19B

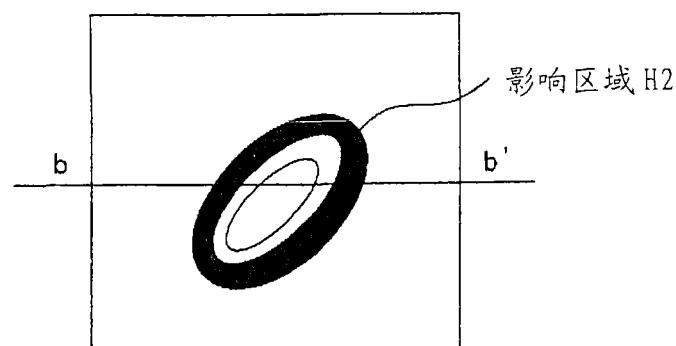


图 19C

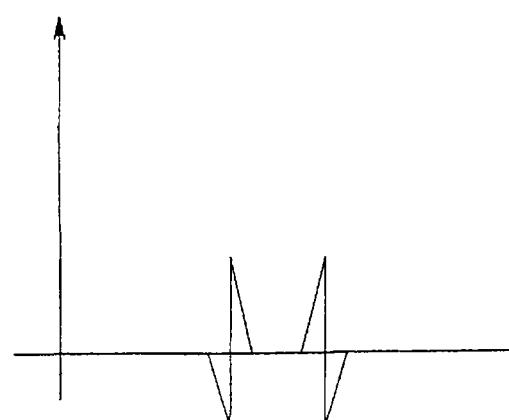


图 19D

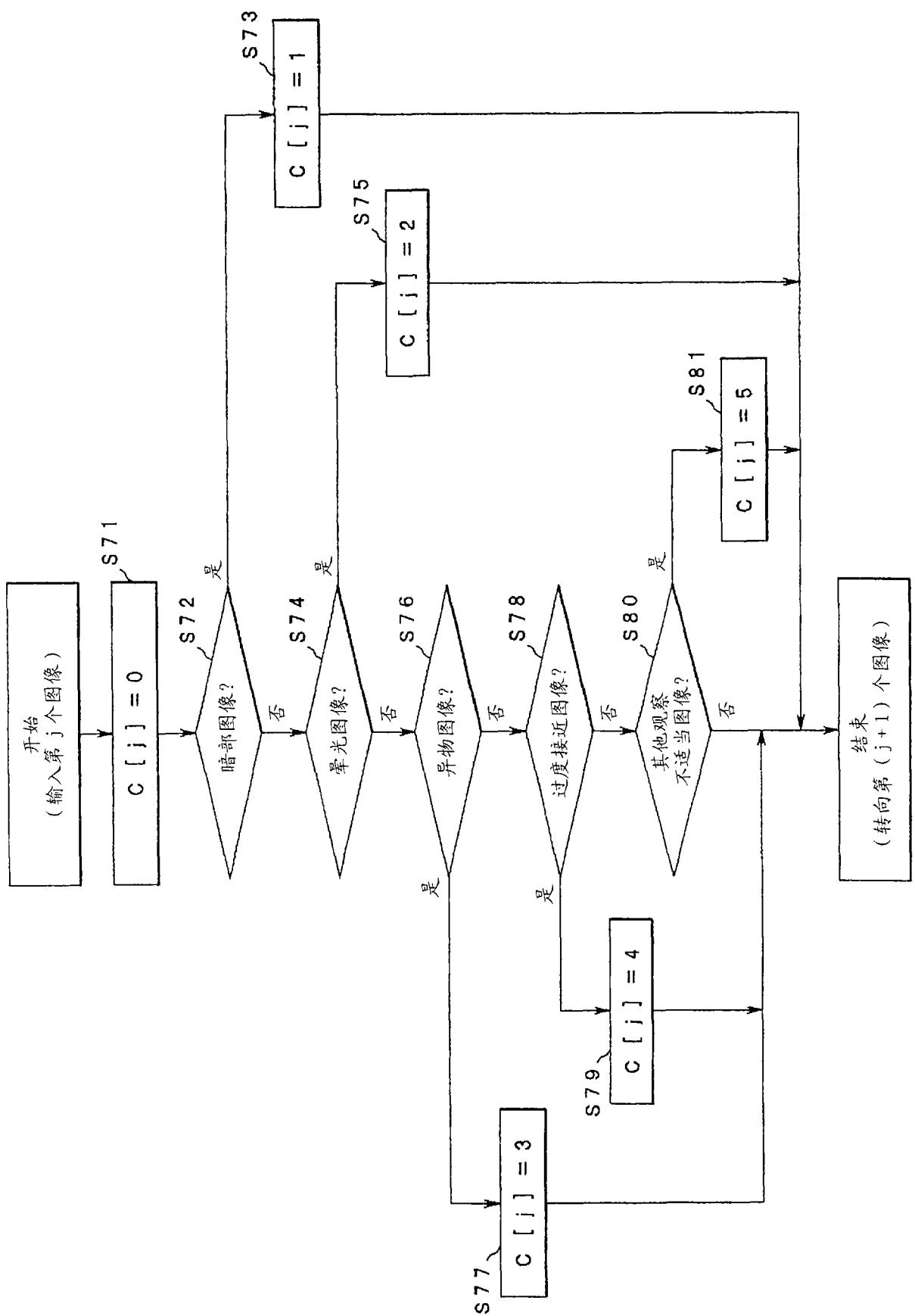


图 20

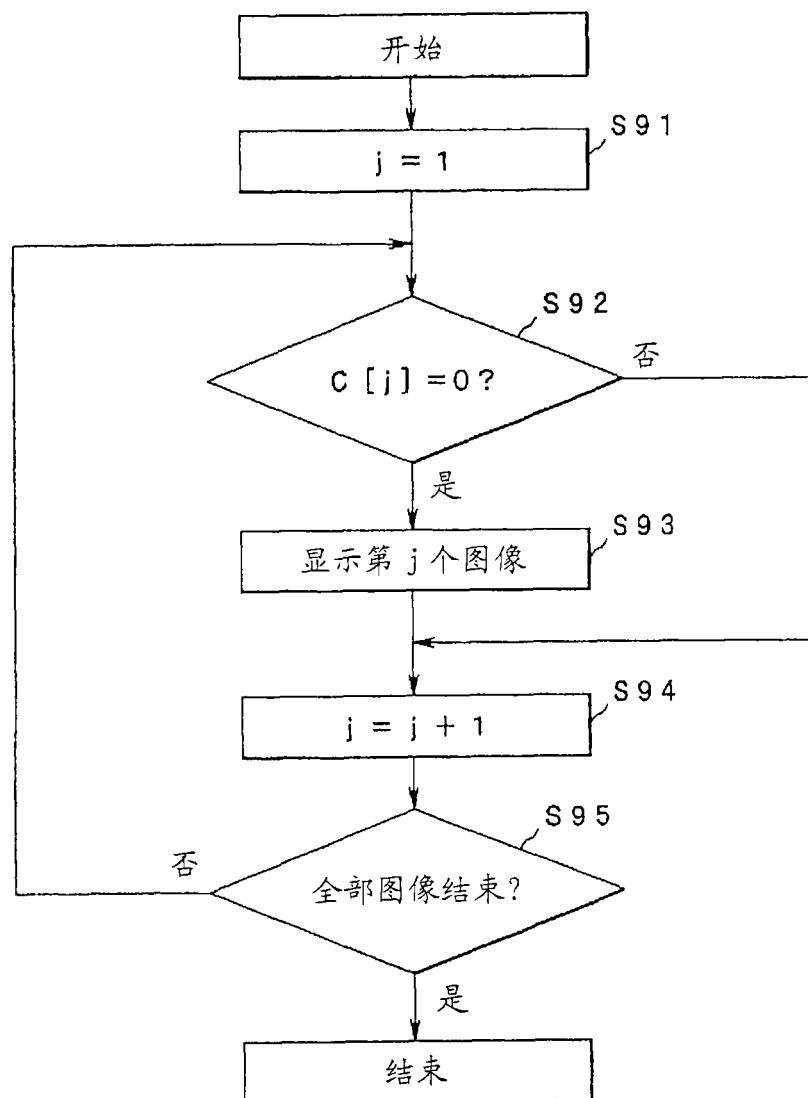


图 21

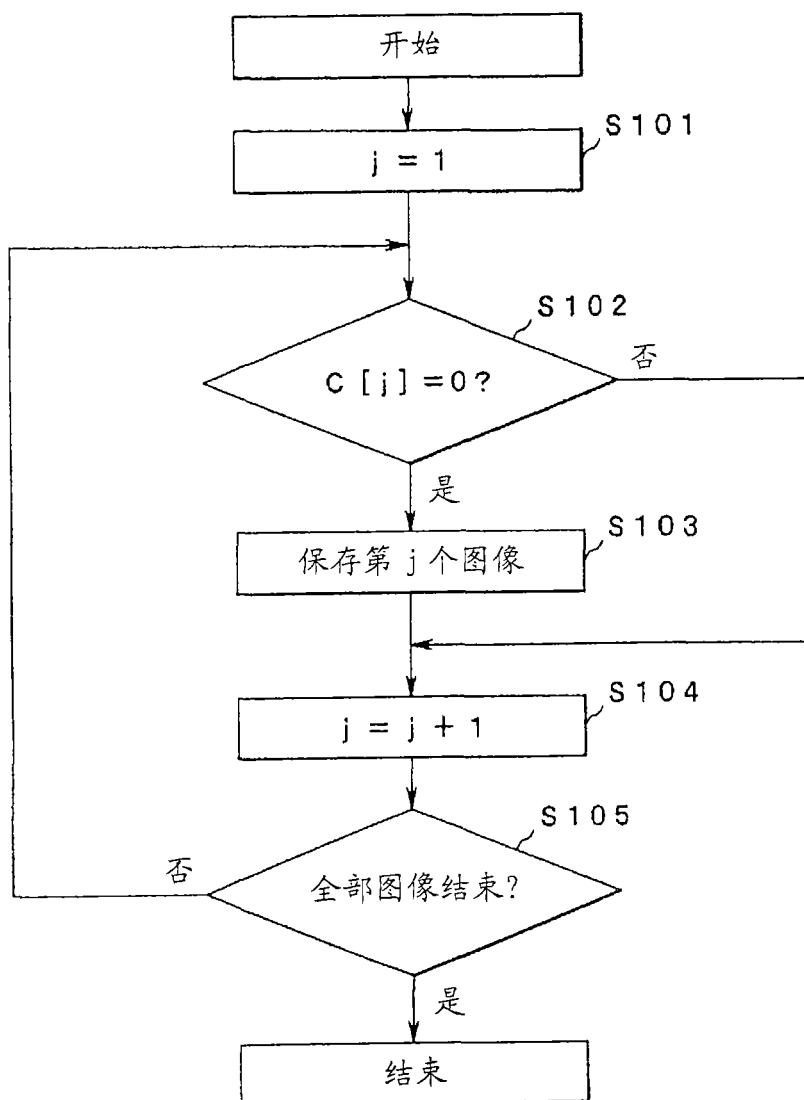


图 22

专利名称(译)	图像处理方法及胶囊型内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101043841A	公开(公告)日	2007-09-26
申请号	CN200580035971.9	申请日	2005-10-27
[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		
发明人	西村博一 长谷川润		
IPC分类号	A61B1/00 G06T1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/042 A61B5/7264 A61B1/041 A61B1/04 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B5/073		
优先权	2004316968 2004-10-29 JP		
其他公开文献	CN101043841B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种图像处理方法及胶囊型内窥镜装置。其课题在于，提供一种可以判定摄像了被摄体的图像是否是不适于观察和诊断的图像的图像处理方法。本发明的图像处理方法包括以下步骤：特征量计算步骤，对于拍摄被摄体而得到的包含多种颜色信号的多个图像，计算各个图像的特征量；以及拍摄状态判定步骤，对于所述各个图像，比较计算出的所述特征量和预先设定的用于确定图像好坏的拍摄状态阈值，从而判定所述各个图像的拍摄状态。

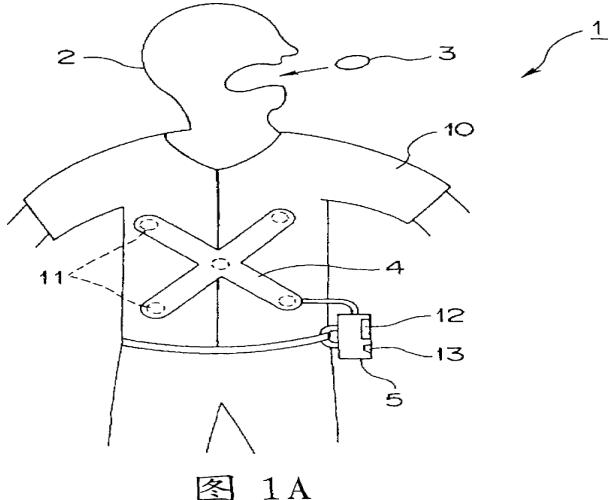


图 1A