

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/04 (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780026931.7

[43] 公开日 2009年7月22日

[11] 公开号 CN 101489466A

[22] 申请日 2007.4.10
 [21] 申请号 200780026931.7
 [30] 优先权
 [32] 2006. 7. 27 [33] JP [31] 205142/2006
 [86] 国际申请 PCT/JP2007/057922 2007. 4. 10
 [87] 国际公布 WO2008/012968 日 2008. 1. 31
 [85] 进入国家阶段日期 2009. 1. 15
 [71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社
 地址 日本东京
 [72] 发明人 井上凉子 西村博一 田中秀树
 中村健次 沢美穗

[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

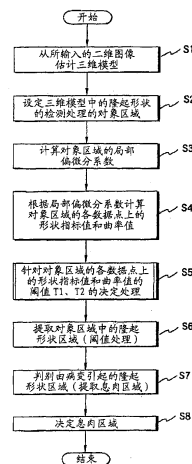
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 13 页

[54] 发明名称

医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法

[57] 摘要

本发明的内窥镜系统的要部构成为具有医疗用观察装置、医疗用图像处理装置以及监视器。医疗用图像处理装置的 CPU (22) 由三维模型估计部 (22a)、检测对象区域设定部 (22b)、形状特征量计算部 (22c)、三维形状检测部 (22d)、阈值决定部 (22e) 以及息肉决定部 (22f) 各功能部构成。根据这种结构, 可执行与对象的二维图像的观察状态恰当地适应的处理, 与以往相比能提高在检测具有局部隆起形状的病变的情况下的检测精度。



1. 一种医疗用图像处理装置，其特征在于，该医疗用图像处理装置具有：

三维模型估计单元，其根据从医疗用摄像装置输入的体腔内的活体组织的像的二维图像，估计所述活体组织的三维模型；

检测对象区域设定单元，其在所述三维模型中设定具有隆起形状的病变的检测对象区域；

阈值决定单元，其决定在形状特征量的计算中使用的阈值，所述形状特征量表示所述检测对象区域内所包含的各数据点上的形状的状态；

形状特征量计算单元，其根据所述阈值计算所述形状特征量；以及

三维形状检测单元，其根据所述形状特征量，检测存在于所述检测对象区域内的局部隆起形状的病变区域。

2. 根据权利要求1所述的医疗用图像处理装置，其特征在于：所述阈值决定单元根据所述检测对象区域的垂直于所述二维图像的轴方向的坐标，决定在所述形状特征量的计算中使用的所述阈值。

3. 根据权利要求1所述的医疗用图像处理装置，其特征在于：所述阈值决定单元根据在将从所述医疗用摄像装置输入的体腔内的活体组织的像的所述二维图像的摄像位置作为视点并将所述检测对象区域上的一个点作为关注点时的、从所述视点到所述关注点的视线矢量与所述关注点在所述检测对象区域内的法线矢量之间的夹角，决定在所述形状特征量的计算中使用的所述阈值。

4. 根据权利要求1所述的医疗用图像处理装置，其特征在于：所述形状特征量计算单元根据所述检测对象区域内所包含的各数据点的数据密度分布来计算所述形状特征量；

所述阈值决定单元根据所述数据密度分布来决定在所述形状特征量的计算中使用的所述阈值。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的医疗用图像处理装置，其特征在于：所述形状特征量是形状指标值和曲率值，所述阈值是和所述

形状指标值以及曲率值进行比较的比较阈值。

6. 一种医疗用图像处理方法，其特征在于，该医疗用图像处理方法具有：

三维模型估计步骤，其根据从医疗用摄像装置输入的体腔内的活体组织的像的二维图像，估计所述活体组织的三维模型；

检测对象区域设定步骤，其在所述三维模型中设定具有隆起形状的病变的检测对象区域；

阈值决定步骤，其决定在形状特征量的计算中使用的阈值，所述形状特征量表示所述检测对象区域内所包含的各数据点上的形状的状态；

形状特征量计算步骤，其根据所述阈值计算所述形状特征量；以及

三维形状检测步骤，其根据所述形状特征量，检测存在于所述检测对象区域内的局部隆起形状的病变区域。

7. 根据权利要求6所述的医疗用图像处理方法，其特征在于：在所述阈值决定步骤中，根据所述检测对象区域的垂直于所述二维图像的轴方向的坐标，决定在所述形状特征量的计算中使用的所述阈值。

8. 根据权利要求6所述的医疗用图像处理方法，其特征在于：在所述阈值决定步骤中，根据在将从所述医疗用摄像装置输入的体腔内的活体组织的像的所述二维图像的摄像位置作为视点并将所述检测对象区域上的点作为关注点时的、从所述视点到所述关注点的视线矢量与所述关注点在所述检测对象区域内的法线矢量之间的夹角，决定在所述形状特征量的计算中使用的所述阈值。

9. 根据权利要求6所述的医疗用图像处理方法，其特征在于：在所述形状特征量计算步骤中，根据所述检测对象区域内所包含的各数据点的数据密度分布来计算所述形状特征量；

在所述阈值决定步骤中，根据所述数据密度分布来决定在所述形状特征量的计算中使用的所述阈值。

10. 根据权利要求6至9中的任一项所述的医疗用图像处理方法，其特征在于：所述形状特征量是形状指标值和曲率值，所述阈值是和所述形状指标值以及曲率值进行比较的比较阈值。

医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法

技术领域

本发明涉及医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法，特别是涉及根据活体组织的像的二维图像估计该活体组织的三维模型的医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法。

背景技术

以往，在医疗领域中，广泛进行使用 X 线诊断装置、CT、MRI、超声波观测装置以及内窥镜装置等图像摄像设备的观察。这种图像摄像设备中的内窥镜装置例如具有以下的作用和结构，即：具有可插入到体腔内的插入部，使用固体摄像元件等摄像单元拍摄由配置在该插入部的前端部的物镜光学系统所成像的体腔内的像并作为摄像信号来输出，根据该摄像信号在监视器等显示单元上显示体腔内的像的图像。然后，用户根据显示在监视器等显示单元上的体腔内的像的图像进行例如体腔内的脏器等的观察。

并且，内窥镜装置可直接拍摄消化道粘膜的像。因此，用户可综合地观察例如粘膜的色调、病变的形状和粘膜表面的细微结构等。

而且，内窥镜装置中，作为能对存在具有局部隆起形状病变的规定图像进行检测的图像处理方法，例如通过使用日本特开 2005-192880 号公报（现有文献 1）等所记载的图像处理方法，还能检测包含有息肉等病变部位的图像。

该现有文献 1 所记载的图像处理方法可提取所输入的图像具有的轮廓，并可根据该轮廓的形状检测该图像中具有局部隆起形状的病变。

并且，以往在大肠息肉检测处理中，根据二维图像估计三维数据，使用三维特征量（形状指标（Shape Index）/曲率（Curvedness））来检测大肠息肉（现有文献 2：日本電子情報通信学会、信学技報(MI2003-102)，

形状情報に基づく3次元腹部CT像からの大腸ポリープ自動検出手法に関する検討 木村、林、北坂、森、末長 pp. 29~34, 2004)。该三维特征量通过根据三维数据计算参考点的偏微分系数并使用偏微分系数进行计算来实现。然后，在大肠息肉检测处理中，通过对三维特征量进行阈值处理来检测息肉候选。

然而，由于以往用作三维数据估计方法的“从明暗恢复形状（Shape From Shading）”法受到由对象的反射/散射特性和针对对象的二次光引起的影晌，因而以往的大肠息肉检测处理具有检测精度下降和产生误检测的问题。

并且，该“从明暗恢复形状”法根据图像而产生三维数据密度的疏密。三维特征量的标准误差（表示样品值相对于平均值在何种程度的范围内分布的统计指标）受到三维数据密度的疏密的影响。由于该标准误差，以往的大肠息肉检测处理具有检测精度下降和产生误检测的问题。

发明内容

鉴于上述情况，本发明的目的是提供一种医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法，其能执行与对象的二维图像的观察状态恰当地适应的处理，与以往相比能提高在检测具有局部隆起形状的病变的情况下的检测精度。

本发明的一方式的医疗用图像处理装置构成为具有：

三维模型估计单元，其根据从医疗用摄像装置输入的体腔内的活体组织的像的二维图像，估计所述活体组织的三维模型；

检测对象区域设定单元，其在所述三维模型中设定具有隆起形状的病变的检测对象区域；

阈值决定单元，其决定在形状特征量的计算中使用的阈值，所述形状特征量表示所述检测对象区域内所包含的各数据点上的形状的状态；

形状特征量计算单元，其根据所述阈值计算所述形状特征量；以及

三维形状检测单元，其根据所述形状特征量，检测存在于所述检测对象区域内的局部隆起形状的病变区域。

并且，本发明的一方式的医疗用图像处理方法构成为具有：

三维模型估计步骤，其根据从医疗用摄像装置输入的体腔内的活体组织的像的二维图像，估计所述活体组织的三维模型；

检测对象区域设定步骤，其在所述三维模型中设定具有隆起形状的病变的检测对象区域；

阈值决定步骤，其决定在形状特征量的计算中使用的阈值，所述形状特征量表示所述检测对象区域内所包含的各数据点上的形状的状态；

形状特征量计算步骤，其根据所述阈值计算所述形状特征量；以及

三维形状检测步骤，其根据所述形状特征量，检测存在于所述检测对象区域内的局部隆起形状的病变区域。

附图说明

图 1 是示出本发明实施例 1 的医疗用图像处理装置所使用的内窥镜系统的整体结构的一例的图。

图 2 是示出图 1 的 CPU 的功能结构的功能框图。

图 3 是示出图 2 的 CPU 的处理流程的流程图。

图 4 是示出图 3 的阈值 T1、T2 的决定处理流程的流程图。

图 5 是示出在图 4 的处理中使用的“Z 坐标—阈值 T1、T2”阈值表数据的图。

图 6 是说明图 4 的处理的图。

图 7 是示出本发明实施例 2 的阈值 T1、T2 的决定处理流程的流程图。

图 8 是示出在图 7 的处理中使用的“夹角—乘法值”阈值表数据的图。

图 9 是说明图 7 的处理的第 1 图。

图 10 是说明图 7 的处理的第 2 图。

图 11 是说明图 7 的处理的第 3 图。

图 12 是说明本发明实施例 3 的局部偏微分系数的计算处理的图。

图 13 是示出图 12 的局部偏微分系数的计算处理流程的流程图。

图 14 是示出图 13 的处理后级的阈值 T1、T2 的决定处理流程的流程图。

图 15 是示出在图 13 的处理中使用的数据点数量 M_i 与阈值 T_1 、 T_2 之间的对应的阈值表的图。

图 16 是示出图 12 的局部偏微分系数的计算处理的变形例的流程图。

具体实施方式

以下，参照附图描述本发明的实施例。

(实施例 1)

图 1 至图 6 涉及本发明的实施例 1，图 1 是示出医疗用图像处理装置所使用的内窥镜系统的整体结构的一例的图，图 2 是示出图 1 的 CPU 的功能结构的功能框图，图 3 是示出图 2 的 CPU 的处理流程的流程图，图 4 是示出图 3 的阈值 T_1 、 T_2 的决定处理流程的流程图，图 5 是示出在图 4 的处理中使用的“Z 坐标—阈值 T_1 、 T_2 ”阈值表数据的图，图 6 是说明图 4 的处理的图。

如图 1 所示，本实施例的内窥镜系统 1 的要部构成为具有：医疗用观察装置 2，医疗用图像处理装置 3，以及监视器 4。

所述医疗用观察装置 2 是拍摄被摄体并输出该被摄体的像的二维图像的观察装置。并且，医疗用图像处理装置 3 由个人计算机等构成，是对从医疗用观察装置 2 输出的二维图像的映像信号进行图像处理、并将进行了该图像处理后的映像信号作为图像信号来输出的图像处理装置。而且，监视器 4 是显示基于从医疗用图像处理装置 3 输出的图像信号的图像的显示装置。

所述内窥镜观察装置 2 的要部构成为具有：内窥镜 6，光源装置 7，相机控制单元（以下简记为 CCU）8，以及监视器 9。

所述内窥镜 6 被插入到被检体的体腔内，并且拍摄该体腔内存在的活体组织等被摄体并作为摄像信号来输出。所述光源装置 7 提供用于对由内窥镜 6 拍摄的被摄体进行照明的照明光。所述 CCU 8 进行对内窥镜 6 的各种控制，并且对从内窥镜 6 输出的摄像信号进行信号处理，作为二维图像的映像信号进行输出。所述监视器 9 根据从 CCU 8 输出的二维图

像的映像信号，对由内窥镜6所拍摄的被摄体的像进行图像显示。

所述内窥镜6构成为具有：插入到体腔内的插入部11，以及设置在插入部11的基端侧的操作部12。并且，在从插入部11内的基端侧到插入部11内的前端侧的前端部14这部分上，插通有用于传送从光源装置7提供的照明光的光导管(light guide)13。

所述光导管13的前端侧配置在内窥镜6的前端部14，并且后端侧与所述光源装置7连接。

由于光导管13具有这种结构，因而从光源装置7提供的照明光在通过光导管13传送后，从设在插入部11的前端部14的前端面上的未作图示的照明窗射出。然后，通过照明光从未作图示的照明窗射出，从而对作为被摄体的活体组织等进行照明。

在内窥镜6的前端部14设有摄像部17，该摄像部17具有：安装在与未作图示的照明窗邻接的未作图示的观察窗上的物镜光学系统15，以及配置在该物镜光学系统15的成像位置上的由例如CCD(电荷耦合元件)等构成的摄像元件16。根据这种结构，由物镜光学系统15所成像的被摄体的像在由摄像元件16拍摄后，作为摄像信号被输出。另外，摄像元件16不限于CCD，也可以由C-MOS传感器构成。

所述摄像元件16经由信号线与CCU8连接。然后，摄像元件16根据从CCU8输出的驱动信号进行驱动，并向CCU8输出与所拍摄的被摄体的像对应的摄像信号。

并且，输入到CCU8的摄像信号在设于CCU8的内部的未作图示的信号处理电路中进行信号处理，从而转换成二维图像的映像信号来输出。从CCU8输出的二维图像的映像信号被输出到监视器9和医疗用图像处理装置3。由此，监视器9将基于从CCU8所输出的映像信号的被摄体的像作为二维图像进行显示。

医疗用图像处理装置3构成为具有：图像输入部21，其对从医疗用观察装置2输出的二维图像的映像信号进行A/D转换并进行输出；作为中央运算处理装置的CPU22，其对从图像输入部21输出的映像信号进行图像处理；处理程序存储部23，其被写入了与该图像处理相关的处理

程序；图像存储部 24，其存储从图像输入部 21 输出的映像信号等；以及分析信息存储部 25，其存储由 CPU 22 进行的图像处理中的运算结果等。

并且，医疗用图像处理装置 3 具有：存储装置接口 (I/F) 26；作为存储装置的硬盘 27，其经由存储装置接口 26 存储作为 CPU 22 的图像处理结果的图像数据、CPU22 在图像处理中使用的各种数据等；显示处理部 28，其根据作为 CPU 22 的图像处理结果的图像数据，进行用于将该图像数据显示在监视器 4 上的显示处理，并将进行了该显示处理后的图像数据作为图像信号进行输出；以及输入操作部 29，其由键盘或鼠标等指向器件等构成，可由用户输入在 CPU 22 进行的图像处理中的参数和对医疗用图像处理装置 3 的操作指示。然后，监视器 4 显示基于从显示处理部 28 所输出的图像信号的图像。

另外，医疗用图像处理装置 3 的图像输入部 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 分别经由数据总线 30 相互连接。

如图 2 所示，CPU 22 由以下各功能部构成：作为三维模型估计单元的三维模型估计部 22a，作为检测对象区域设定单元的检测对象区域设定部 22b，作为形状特征量计算单元的形状特征量计算部 22c，作为三维形状检测单元的三维形状检测部 22d，作为阈值决定单元的阈值决定部 22e，以及息肉决定部 22f。

另外，在本实施例中，这些功能部使用由 CPU 22 执行的软件来实现。并且，关于这些功能部的详细作用在后面描述。

下面，使用图 3 和图 4 的流程图，并参照图 5 和图 6 来说明这样构成的本实施例的内窥镜系统 1 的作用。

首先，用户在接通了内窥镜系统 1 具有的各部的电源之后，将内窥镜 6 的插入部 11 插入到被检体的体腔内。

然后，当由用户将插入部 11 插入到被检体的体腔内时，例如，该体腔内存在的活体组织等被摄体的像由设在前端部 14 上的摄像部 17 拍摄。然后，由摄像部 17 所拍摄的被摄体的像作为摄像信号被输出到 CCU 8。

CCU 8 通过未作图示的信号处理电路中，对从摄像部 17 的摄像元

件 16 所输出的摄像信号进行信号处理，将该摄像信号转换成二维图像的映像信号来输出。然后，监视器 9 根据从 CCU 8 输出的映像信号，将由摄像部 17 所拍摄的被摄体的像显示为二维图像。并且，CCU 8 将通过对从摄像部 17 的摄像元件 16 所输出的摄像信号进行信号处理而获得的二维图像的映像信号输出到医疗用图像处理装置 3。

输出到医疗用图像处理装置 3 的二维图像的映像信号在图像输入部 21 中进行了 A/D 转换之后，被输入到 CPU 22。

然后，如图 3 所示，CPU 22 的三维模型估计部 22a 在步骤 S1 中使用例如“从明暗恢复形状 (Shape From Shading)”法等，对从图像输入部 21 输出的二维图像实施基于该二维图像的亮度信息等的几何变换等处理，从而估计与该二维图像对应的三维模型，并将三维模型的各数据点的坐标经由存储装置接口 26 存储在硬盘 27 内。

然后，CPU 22 的检测对象区域设定部 22b 在步骤 S2 中检测从图像输入部 21 输出的二维图像的色调变化、以及通过图 3 的步骤 S1 的处理所估计的三维模型的隆起性变化，从而设定作为该三维模型中的用于检测具有隆起形状的病变的处理应用对象的区域的检测对象区域即对象区域。

具体地说，CPU 22 的检测对象区域设定部 22b 例如将从图像输入部 21 输出的二维图像分离成 R (红色) 图像、G (绿色) 图像以及 B (蓝色) 图像的各平面图像之后，根据按照该 R 图像估计出的三维模型的数据检测隆起性变化，并根据该 R 图像和 G 图像的色度来检测色调变化。然后，CPU 22 的检测对象区域设定部 22b 根据所述隆起性变化的检测结果和所述色调变化的检测结果，将检测出所述隆起性变化和所述色调变化两者的区域设定为所述对象区域。

之后，CPU 22 的形状特征量计算部 22c 在步骤 S3 中计算对象区域的局部偏微分系数。具体地说，CPU 22 的形状特征量计算部 22c 针对计算出的三维形状，计算包含关注的三维位置 (x、y、z) 在内的局部区域 (曲面) 中的其 R 像素值 f 的 1 阶偏微分系数 f_x 、 f_y 、 f_z 、以及 2 阶偏微分系数 f_{xx} 、 f_{yy} 、 f_{zz} 、 f_{xy} 、 f_{yz} 、 f_{xz} 。

然后，CPU 22 的形状特征量计算部 22c 在步骤 S4 中针对三维模型的处理对象区域内存在的各数据点，进行根据局部偏微分系数计算形状指标值和曲率值作为（三维形状）的形状特征量的处理。

即，CPU 22 的形状特征量计算部 22c 使用这些局部偏微分系数来计算高斯曲率 K 和平均曲率 H。

另一方面，曲面的主曲率 k_1 、 k_2 ($k_1 \geq k_2$) 使用高斯曲率 K 和平均曲率 H 表示为式 (1)。

$$k_1 = H + (H^2 - K)^{1/2} \quad k_2 = H - (H^2 - K)^{1/2} \quad (1)$$

并且，在该情况下的表示曲面形状的特征量即形状指标 SI 和曲率 CV 分别为式 (2)、(3)。

$$SI = 1/2 - (1/\pi) \arctan[(k_1 + k_2)/(k_1 - k_2)] \quad (2)$$

$$CV = ((k_1^2 + k_2^2)/2)^{1/2} \quad (3)$$

CPU 22 的形状特征量计算部 22c 按照这样计算出三维的各曲面中的形状指标 SI 和曲率 CV 作为三维形状信息，并将其存储在分析信息存储部 25 内。

所述的形状指标值是用于表示三维模型具有的各数据点上的凹凸状态的值，表示为 0 以上 1 以下的范围内的数值。具体地说，在存在于三维模型内的各个数据点上，在形状指标值接近 0 的情况下，暗示了存在凹状形状，并且在形状指标值接近 1 的情况下，暗示了存在凸状形状。

并且，所述的曲率值是用于表示三维模型具有的各数据点上的曲率的值。具体地说，在存在于三维模型内的各个数据点上，曲率值越小，则暗示了存在弯曲得越大的曲面，并且，曲率值越大，则暗示了存在弯曲得越平缓的曲面。

然后，在步骤 S5 中，CPU 22 的阈值决定部 22e 在存在于三维模型的对象区域内的各数据点上，进行同形状指标值和曲率值的各值进行比较的阈值 T1、T2 的决定处理。该步骤 S5 的阈值 T1、T2 的决定处理的详情在后面描述。

并且，在步骤 S6 中，CPU 22 的三维形状检测部 22d 在存在于三维模型的对象区域内的各数据点上，进行形状指标值以及曲率值的各值与

阈值决定部 22e 所决定的阈值 T1、T2 之间的比较处理，从而在该数据点中检测出具有隆起形状的数据组。具体地说，CPU 22 在存在于三维模型的处理对象区域内的各数据点中检测例如形状指标值大于阈值 T1 且曲率值大于阈值 T2 的多个数据点来作为具有隆起形状的数据组。

然后，CPU 22 的息肉决定部 22f 在步骤 S7 中进行隆起形状判别处理，即：判别在三维模型中检测为具有隆起形状的数据组的多个数据点各方是否是息肉等病变引起的隆起形状对应的数据点。

之后，CPU 22 的息肉决定部 22f 在步骤 S8 中将具有数据组的区域决定为息肉区域，并检测病变区域即息肉，该数据组由与病变引起的隆起形状对应的数据点构成。

然后，CPU 22 将该检测结果与检测对象的内窥镜图像相关联地存储在例如图 1 的硬盘 27 内，并经由显示处理部 28 与例如检测对象的内窥镜图像并排地显示在监视器 4 上。

由此，在监视器 4 上，对用户能容易识别出由息肉等病变引起的隆起形状所存在的位置的被摄体的三维模型进行图像显示。

下面，说明上述步骤 S5 的阈值 T1、T2 的决定处理。如图 4 所示，CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S51 中将参数 i 设定为 1，在步骤 S52 中从分析信息存储部 25 取得三维模型的对象区域内的第 i 个数据点的三维坐标 (x_i, y_i, z_i) 。

然后，在步骤 S53 中，CPU 22 的阈值决定部 22e 根据 Z 坐标 z_i ，从经由存储装置接口 26 存储在硬盘 27 内的图 5 所示的“Z 坐标—阈值 T1、T2”阈值表数据中读出阈值 $T1(i)$ 、 $T2(i)$ 。然后，在步骤 S54 中，CPU 22 的阈值决定部 22e 作为第 i 个数据点的形状指标值和曲率值的阈值 $T1(i)$ 、 $T2(i)$ 存储在分析信息存储部 25 内。

然后，CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S55 中判断参数 i 是否达到三维模型的对象区域内的全部数据点的数量 N ，在不是 $i > N$ 时，在步骤 S56 中使参数 i 递增并返回到步骤 S52。CPU 22 的阈值决定部 22e 重复上述步骤 S52~S56 的处理，直到在步骤 S55 中对三维模型的对象区域内的全部数据点上的阈值 $T1(i)$ 、 $T2(i)$ 进行决定。

另外，可以采用以下结构：通过应用“Z 坐标—阈值 T1、T2”阈值表（参照图 5）所示的值的 1 次或 2 次函数使 Z 坐标值与 T1、T2 之间的关系公式化，利用公式运算求出该关系。

在二维图像中，离光源越近，来自粘膜下的散射光就越增强，其他位置的反射光（二次光）的入射量也就增大。并且，由于大肠内窥镜图像是肠道的摄像图像，因此，在肠道方向处于图像内的情况下，进深方向较远位置上的图像部分是对从斜向观察肠道壁时的图像进行拍摄的，与对肠壁正视观察时相比，反射光和散射光的角度特性不同。即，息肉候选检测用的形状指标（表示凹凸性的指标）和曲率（表示凹凸的尖锐度的指标）的最佳的阈值组合根据阈值判定点的 Z 坐标而不同。例如图 6 是通过相同的阈值组合来进行息肉候选检测的例子，不仅检测出近前的应有的息肉 250，而且还检测出内部的平缓的凸部 251 和接近峰状的凸部 252。

如上所述，在本实施例中，由于使用三维数据的关注点的位置（Z 坐标）来校正阈值，因而可将排除了由对象的反射/散射特性和针对对象的二次光的影响后的阈值用于息肉检测处理，可提高息肉候选的检测精度。因此，可促进用户在大肠内窥镜检查中提高息肉候选的发现率。

（实施例 2）

图 7 至图 11 涉及本发明的实施例 2，图 7 是示出阈值 T1、T2 的决定处理流程的流程图，图 8 是示出在图 7 的处理中使用的“夹角—乘法值”阈值表数据的图，图 9 是说明图 7 的处理的第 1 图，图 10 是说明图 7 的处理的第 2 图，图 11 是说明图 7 的处理的第 3 图。

实施例 2 与实施例 1 的不同点在于与形状指标值以及曲率值的各值进行比较的阈值 T1、T2 的决定处理，由于结构与实施例 1 相同，因而仅说明不同点。

在本实施例的与形状指标值以及曲率值的各值进行比较的阈值 T1、T2 的决定处理中，如图 7 所示，CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S51 中将参数 i 设定为 1，在步骤 S52 中从分析信息存储部 25 取得三维模型的对象区域内的第 i 个数据点的三维坐标 (x_i, y_i, z_i) 。

然后, CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S57 中计算视点坐标与上述坐标点的差, 生成视线矢量。视点位置的坐标 (x_0, y_0, z_0) 是在图 3 的步骤 S1 中决定的, 该视线矢量 $V_0 (V_{x0}, V_{y0}, V_{z0})$ 为 $(x_i - x_0, y_i - y_0, z_i - z_0)$ 。

然后, CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S58 中计算出第 i 个数据点上的法线矢量 $V_i (V_{xi}, V_{yi}, V_{zi})$ 。该法线矢量 V_i 是针对在图 3 的步骤 S2 中求出的二维曲面 f 计算出在数据点上的微分值 (f_x, f_y, f_z) 而求得的。并且, CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S59 中计算出视线矢量与法线矢量的夹角 θ_i 。该夹角 θ_i 是根据矢量的内积公式而求得的。

另外, 在本实施例中, 图 8 所示的“夹角—乘法值”阈值表数据和阈值的默认值 $T1(0)$ 、 $T2(0)$ 被存储在硬盘 27 内。

然后, 在步骤 S60 中, CPU 22 的阈值决定部 22e 从存储在硬盘 27 内的“夹角—乘法值”阈值表数据中提取与求得的夹角 θ_i 对应的乘法值 α_i 、 β_i , 并从硬盘 27 中取得阈值的默认值 $(T1(0)$ 、 $T2(0))$, 求出将阈值的默认值 $T1$ 、 $T2$ 和乘法值 α_i 、 β_i 分别相乘后的值 $T1(i) (= \alpha_i \times T1(0))$ 、 $T2(i) (= \beta_i \times T2(0))$ 。

然后, 在步骤 S54 中, CPU 22 的阈值决定部 22e 作为第 i 个数据点的形状指标值和曲率值的阈值 $T1(i)$ 、 $T2(i)$ 存储在分析信息存储部 25 内。

然后, 在步骤 S55 中, CPU 22 的阈值决定部 22e 判断参数 i 是否达到三维模型的对象区域内的全部数据点的数量 N , 在不是 $i > N$ 时, 在步骤 S56 中使参数 i 递增并返回到步骤 S52。CPU 22 的阈值决定部 22e 重复上述图 7 的步骤 S52、S57~S60 以及 S54~S56 的处理, 直到在步骤 S55 中决定三维模型的对象区域内的全部数据点上的阈值 $T1(i)$ 、 $T2(i)$ 。

使用该阈值 $T1(i)$ 、 $T2(i)$, 执行在图 3 所示的步骤 S6 中的三维模型的对象区域内存在的各数据点的形状指标值和曲率值的各值与阈值决定部 22e 所决定的阈值 $T1$ 、 $T2$ 之间的比较处理。

大肠内窥镜图像由于反射光和散射光的角度特性根据对肠壁的正视/斜视而不同, 因而息肉候选检测用的形状指标值和曲率值的最佳的阈值组合根据阈值判定点的肠壁的法线矢量与视线角所形成的角度而不同。

例如图 9 是以正视拍摄半球状的样品 100 后的图像，而当采用“从明暗恢复形状 (Shape From Shading)”法生成三维数据时，具有从视点观察到的图像由于反射光和散射光的角度特性而延伸成半椭圆球状的问题。

在本实施例中，由于使用三维数据的关注点的位置和角度信息来校正阈值，因而可获得与实施例 1 相同的效果，并且由于采用使表值和默认值相乘的结构，因而可根据默认值的变更来求出最佳的阈值。

另外，还能采用这样的结构：通过使用例如日本特开 2003-93328 号公报等所公开的内窥镜图像的视野内管腔检测方法，根据内窥镜图像的视野内管腔检测的有无，决定图像整体的平均阈值。

例如，如图 10 所示，在视野内检测出管腔 101 整体的情况下，肠道表面的法线矢量与视线角的夹角是取较大的值来作为图像整体的平均值。因此，使用例如图 8 的阈值表的夹角=60~的值来提取乘法值 $\alpha_i=1.03$ 、 $\beta_i=0.90$ ，将阈值确定为 $T1=1.03 \times T1(0)$ 、 $T2=0.90 \times T2(0)$ 。

并且，如图 11 所示，在视野内未检测出管腔 101 整体的情况下，肠道表面的法线矢量与视线角的夹角是取较小的值来作为图像整体的阈值。因此，使用例如图 8 的阈值表的夹角=20~30 的值来提取乘法值 $\alpha_i=1.01$ 、 $\beta_i=0.98$ ，将阈值确定为 $T1=1.01 \times T1(0)$ 、 $T2=0.98 \times T2(0)$ 。

(实施例 3)

图 12 至图 16 涉及本发明的实施例 3，图 12 是说明局部偏微分系数的计算处理的图，图 13 是示出图 12 的局部偏微分系数的计算处理流程的流程图，图 14 是示出图 13 的处理后级的阈值 $T1$ 、 $T2$ 的决定处理流程的流程图，图 15 是示出在图 13 的处理中使用的数据点数量 M_i 与阈值 $T1$ 、 $T2$ 之间的对应的阈值表的图，图 16 是示出图 13 的局部偏微分系数的计算处理的变形例的流程图。

实施例 3 与实施例 1 的不同点在于局部偏微分系数的计算处理（图 3 的步骤 S3）以及同形状指标值和曲率值的各值进行比较的阈值 $T1$ 、 $T2$ 的决定处理（图 3 的步骤 S5），由于结构与实施例 1 相同，因而仅说明不同点。

在实施例 1 中，使用在固定尺寸的立方或球的范围内存在的三维数据点。因此，在实施例 1 应用的局部偏微分系数的计算处理（图 3 的步骤 S3）中，如图 12 所示，由于产生三维数据点的疏密，因而所估计的局部偏微分系数的标准误差当数据变疏时则增大。在以数据密的范围作为基准而设定了阈值的情况下，在数据疏的范围内发生漏取。并且，在以数据疏的范围作为基准而设定了阈值的情况下，在数据密的范围内误检测增多。

本实施例的局部偏微分系数的计算处理与实施例 1 的不同点是附加了决定三维数据点取得区域的处理。

在本实施例的局部偏微分系数的计算处理中，首先，针对通过图 3 的步骤 S2 计算出的肠道表面上的点中的关注的 1 个点，估计并计算出该位置上的肠道表面的二维曲面方程式的系数，通过对二维曲面方程式进行偏微分而求出局部偏微分系数。二维曲面方程式是这样求出的：设定以关注的 1 个点为中心的立方或球的局部区域，根据局部区域内存在的包含自身在内的三维数据点的坐标值生成矩阵（需要 9 点以上的坐标值），生成其伪逆矩阵。

具体地说，在本实施例的局部偏微分系数的计算处理中，如图 13 所示，CPU 22 的形状特征量计算部 22c 在步骤 S31 中将参数 i 设定为 1，当在步骤 S32 中计算出第 i 个三维数据点的局部偏微分系数时，首先对变量 L 设定初始值 L_0 。

接下来，CPU 22 的形状特征量计算部 22c 在步骤 S33 中从分析信息存储部 25 取得三维模型的对象区域内的第 i 个数据点的三维坐标 (x_i, y_i, z_i) 。

然后，在步骤 S34 中，CPU 22 的形状特征量计算部 22c 从存储在硬盘 27 内的、表示肠道表面的三维数据点序列中取得以第 i 个数据点的坐标 (x_i, y_i, z_i) 为中心的立方范围 $(x_i \pm L, y_i \pm L, z_i \pm L)$ 的范围内存在的数据点信息。对该数据点信息的数量 n_i 进行计数。

然后，CPU 22 的形状特征量计算部 22c 在步骤 S35 中将计数的数量 n_i 与规定的值 K 进行比较，在计数的数量 n_i 大于 K 的情况下，进行步骤

S36 中的二维曲面方程式的系数计算处理以及步骤 S37 中的局部偏微分系数的计算处理, 进入图 3 的步骤 S3 的形状指标/曲率的计算处理。

在计数的数量 n_i 小于等于规定的值 K 的情况下, 在步骤 S38 中使 L 加上规定的增量 LS 来扩大所述范围, 之后返回到步骤 S34, 重新对处于范围内的数据点信息进行计数。

然后, 在步骤 S39 中, CPU 22 的形状特征量计算部 22c 判断参数 i 是否达到三维模型的对象区域内的全部数据点的数量 N , 在不是 $i > N$ 时, 在步骤 S56 中使参数 i 递增并返回到步骤 S32。CPU 22 的阈值决定部 22e 重复上述图 12 的 S32~S39 以及 S56 的处理, 直到在步骤 S39 中完成三维模型的对象区域内的全部数据点上的二维曲面方程式的系数计算和局部偏微分系数的计算。

通过以上处理, 进行局部区域的尺寸变更, 以使局部区域内包含的三维数据点数量大于等于规定数量。

并且, 在本实施例的与形状指标值以及曲率值的各值进行比较的阈值 $T1$ 、 $T2$ 的决定处理中, 如图 14 所示, CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S51 中将参数 i 设定为 1, 在步骤 S52 中从分析信息存储部 25 取得三维模型的对象区域内的第 i 个数据点的三维坐标 (x_i, y_i, z_i) 。

然后, CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S61 中使用规定的值 L 来设定以该三维坐标 (x_i, y_i, z_i) 为中心的立方区域。即, 设定为 $\{(x_i', y_i', z_i') \mid x_i - L \leq x_i' \leq x_i + L, y_i - L \leq y_i' \leq y_i + L, z_i - L \leq z_i' \leq z_i + L\}$ 。根据存储在硬盘 27 内的三维数据点序列对该立方区域内的数据点数量 M_i 进行计数。

另外, 在硬盘 27 内存储有图 15 所示的、数据点数量 M_i 与阈值 $T1$ 、 $T2$ 对应起来的阈值表。

然后, CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S62 中根据所述的数据点数量 M_i , 从阈值表取得与数据点数量 M_i 对应的阈值 $T1$ 、 $T2$ 。

接下来, CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S54 中, 作为第 i 个数据点的形状指标值和曲率值的阈值 $T1(i)$ 、 $T2(i)$ 而存储在分析信息存储部 25 内。

然后，CPU 22 的阈值决定部 22e 在步骤 S55 中判断参数 i 是否达到三维模型的对象区域内的全部数据点的数量 N ，在不是 $i > N$ 时，在步骤 S56 中使参数 i 递增并返回到步骤 S52。CPU 22 的阈值决定部 22e 重复上述图 14 的步骤 S52、S61、S62、S54~S56 的处理，直到在步骤 S55 中决定三维模型的对象区域内的全部数据点的阈值 $T1(i)$ 、 $T2(i)$ 。

另外，在数据点数量 M_i 是 $0 \sim 8$ 的情况下，由于阈值处理是无效的，因而阈值 $T1$ 、 $T2$ 被代入表示无效的值 0 。并且，尽管构成为对以坐标为中心的立方区域内的数据点数量进行计数，然而也可以构成为：除了 $x_k'^2 + y_k'^2 + z_k'^2 < L$ 的条件以外，还对以坐标为中心的球区域内的数据点数量进行计数。

这样，在本实施例中，进行局部区域的尺寸变更，以使局部区域内包含的三维数据点数量大于等于规定数，并根据三维数据的点密度设定用于求出三维特征量（形状指标值和曲率值）的阈值 $T1$ 、 $T2$ ，因而通过根据三维数据的密度来变更息肉检测处理中的处理参数，可提高息肉候选的检测精度，可促进在大肠内窥镜检查中息肉候选发现率的提高。

另外，在存在于范围内的数据点数量过多的情况下，计算二维曲面方程式的系数时的处理时间增加。

因此，如本实施方式的局部偏微分系数的计算处理的变形例的图 16 的处理流程所示，CPU 22 的形状特征量计算部 22c 可以构成为，在步骤 S40 中判断所取得的数据点数量是否大于规定的值 J ($K < J$)，在大于规定的值 J 的情况下，在步骤 S41 中将在二维曲面方程式的系数计算中使用的数据点控制为 $K+1$ 。

在该情况下，通过将所取得的数据点数量与规定的值 J 进行比较，在计数的数量 n_i 大于 J 的情况下，通过删除数据点信息中的第 $K+2$ 以后的数据并计算二维曲面方程式的系数来实现。

本发明不限于上述的实施例，可在不改变本发明宗旨的范围内进行各种变更、改变等。

本申请是以 2006 年 7 月 27 日向日本申请的日本特愿 2006-205142 号作为优先权要求的基础来提出申请的，上述的公开内容被引用在本申请说明书和权利要求书中。

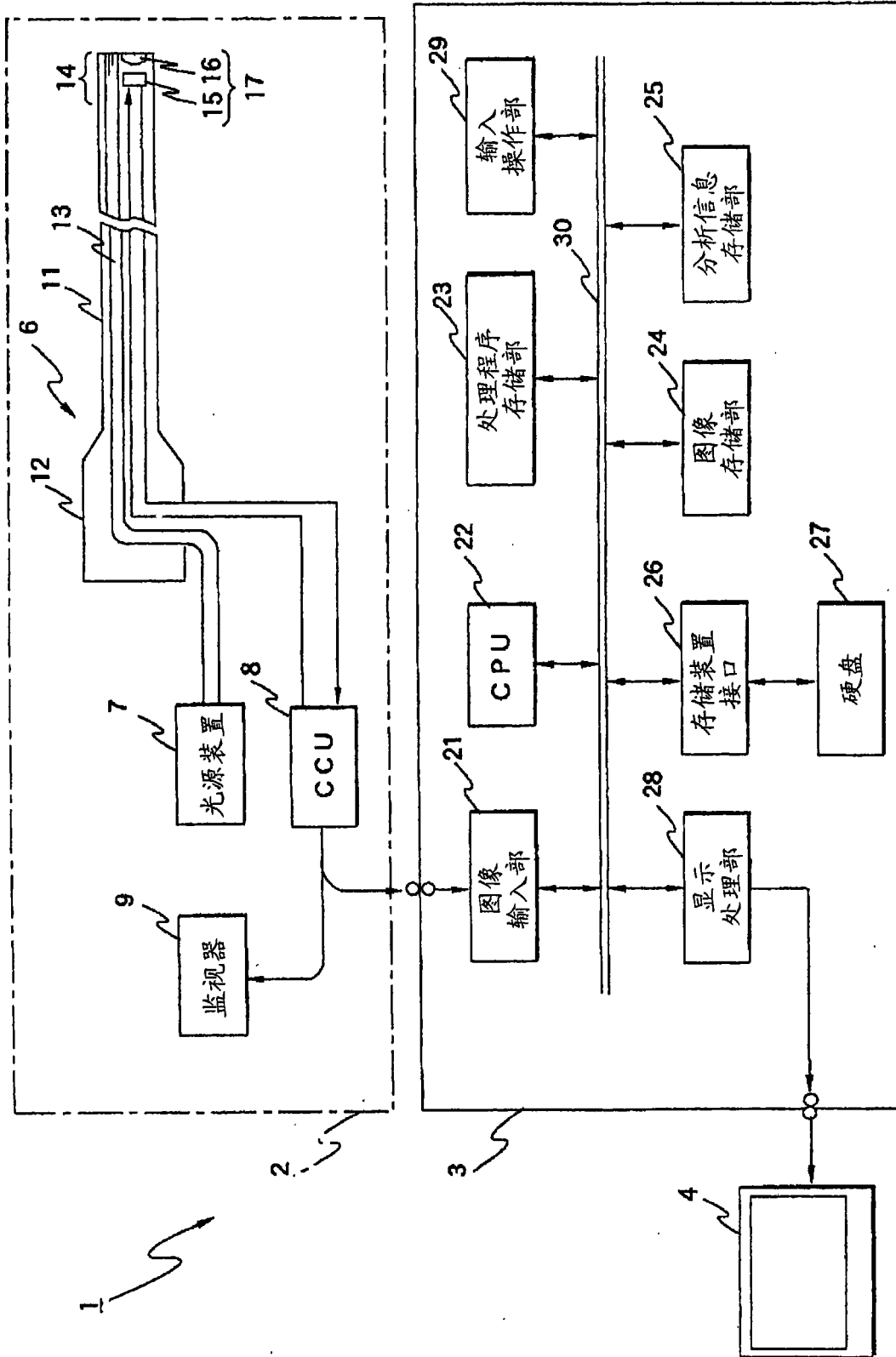


图 1

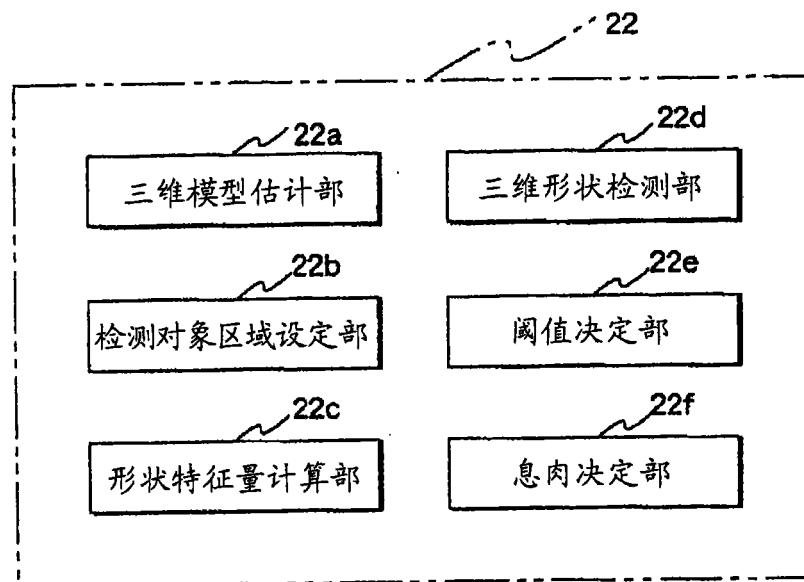


图 2

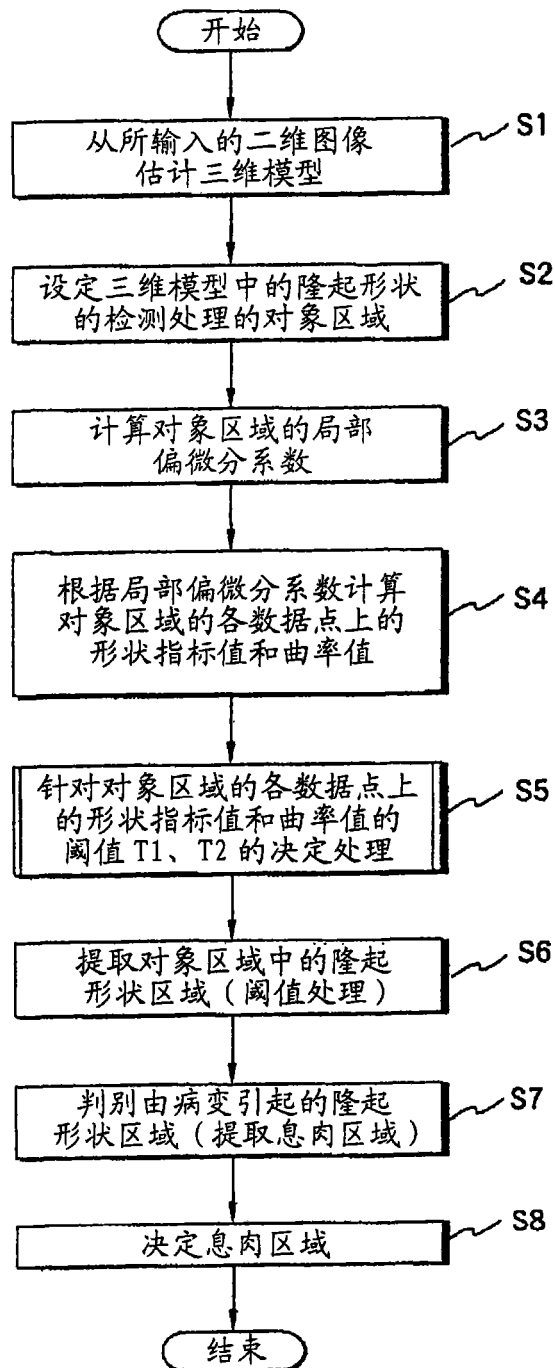


图 3

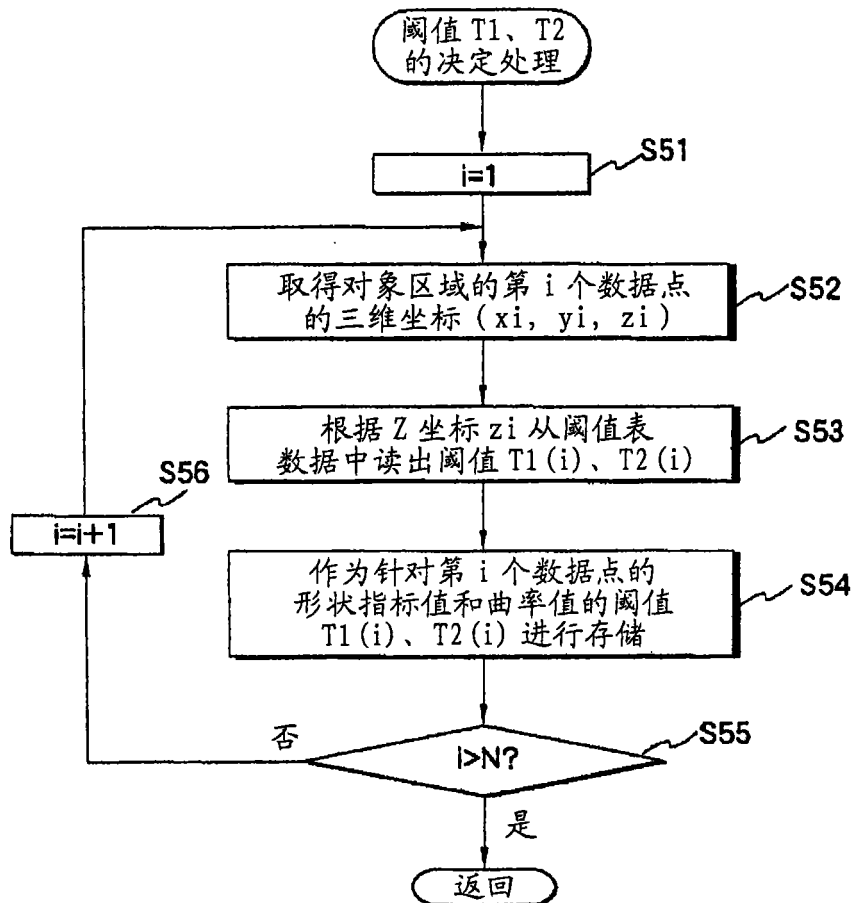


图 4

Z 坐标	T1	T2
0~10	0.90	0.15
10~20	0.90	0.14
20~30	0.91	0.13
⋮	⋮	⋮
50~	0.95	0.10

图 5

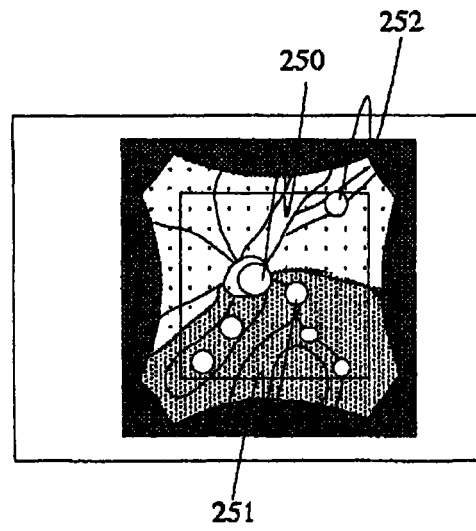


图 6

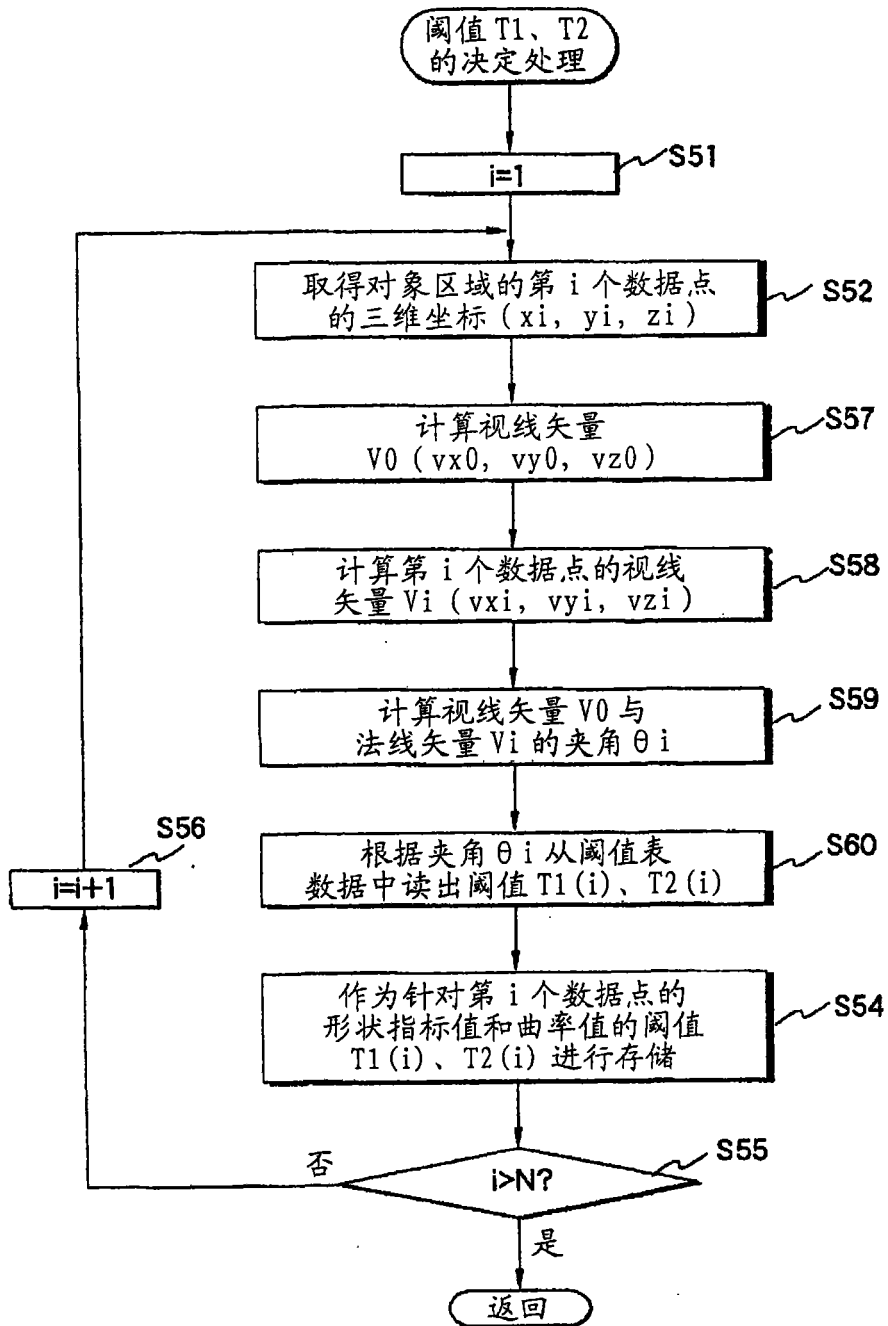


图 7

夹角	乘法值 α	乘法值 β
0~10	1.00	1.00
10~20	1.00	0.99
20~30	1.01	0.98
⋮	⋮	⋮
60~	1.03	0.90

图 8

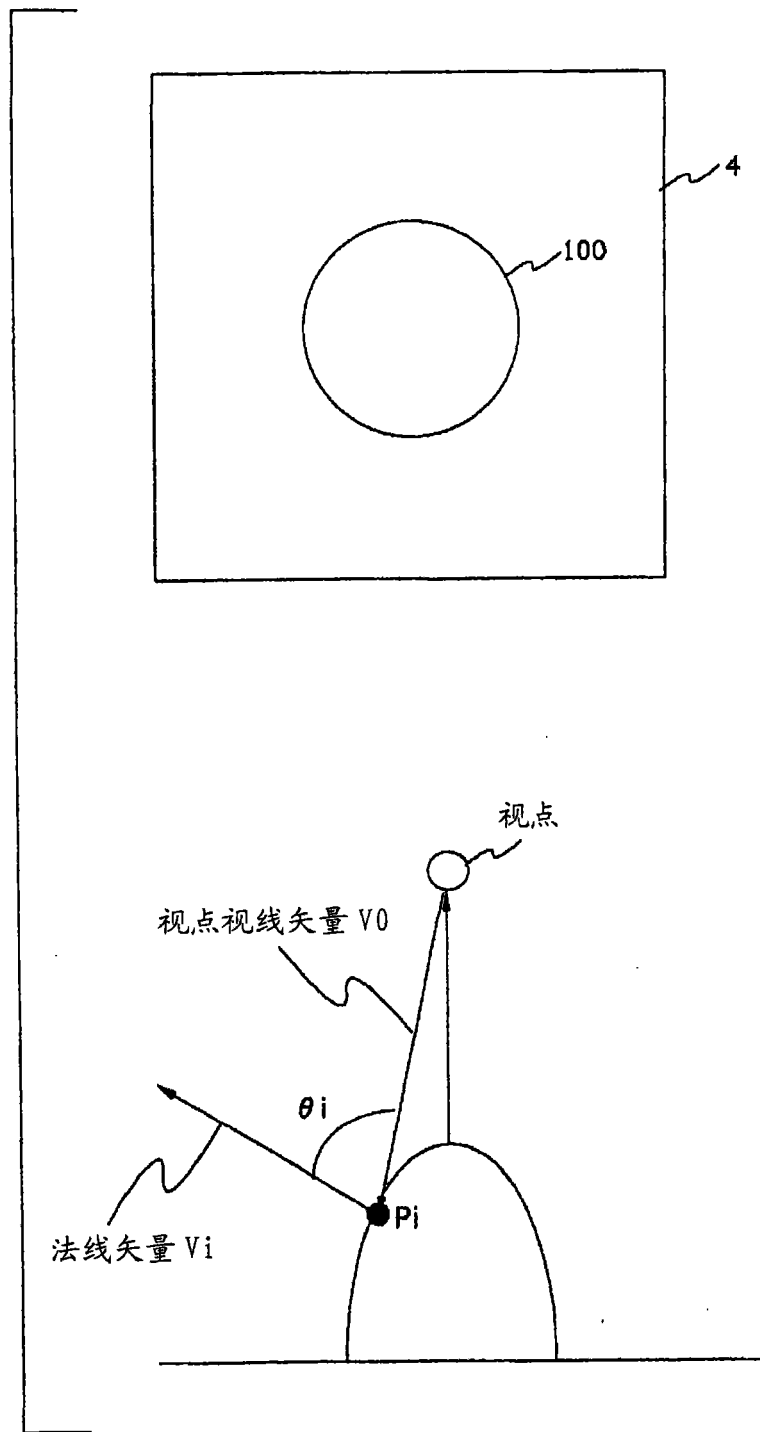


图 9

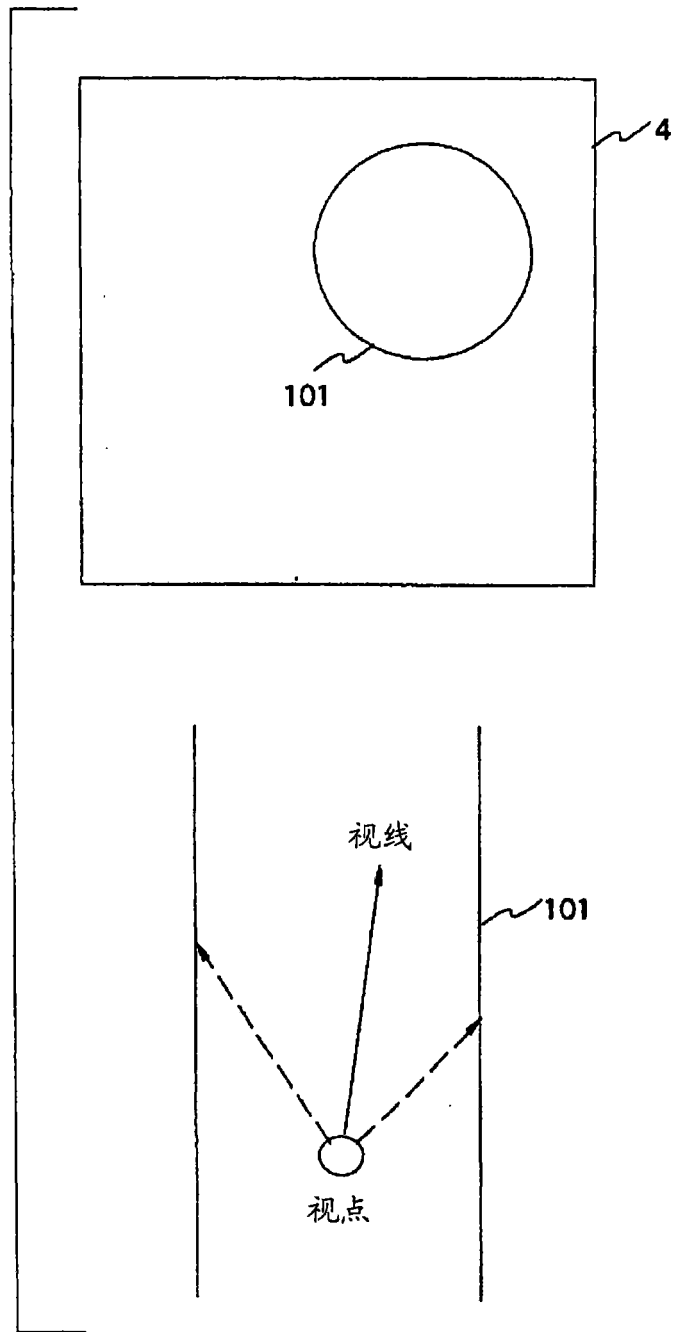


图 10

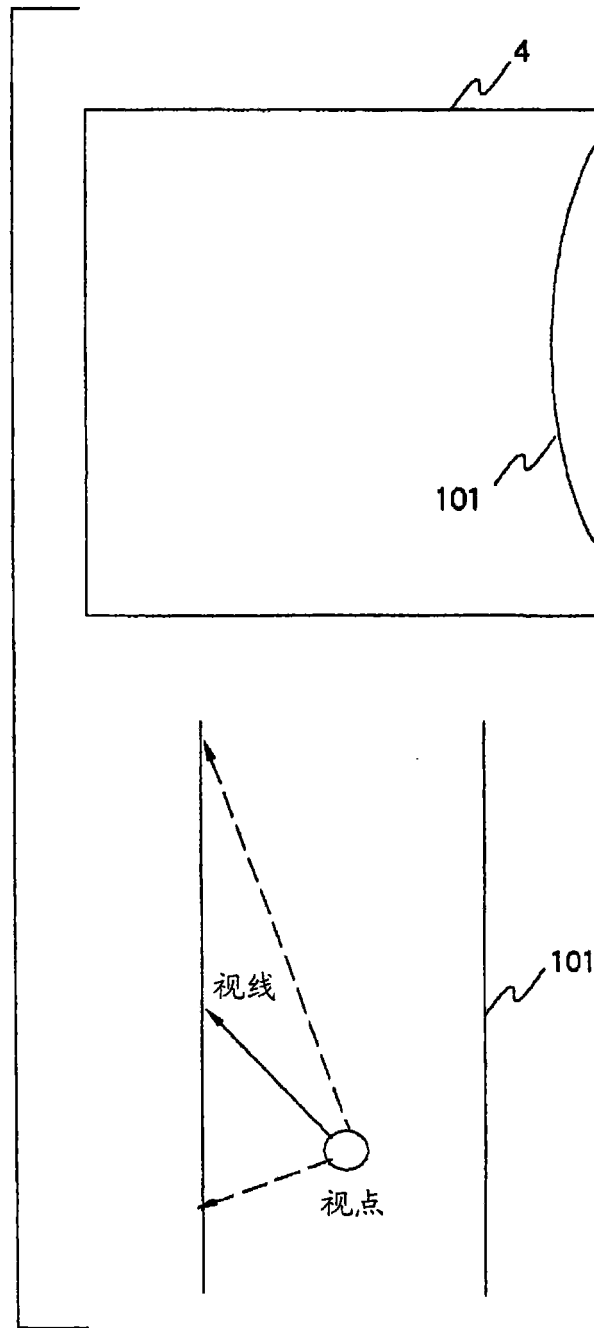


图 11

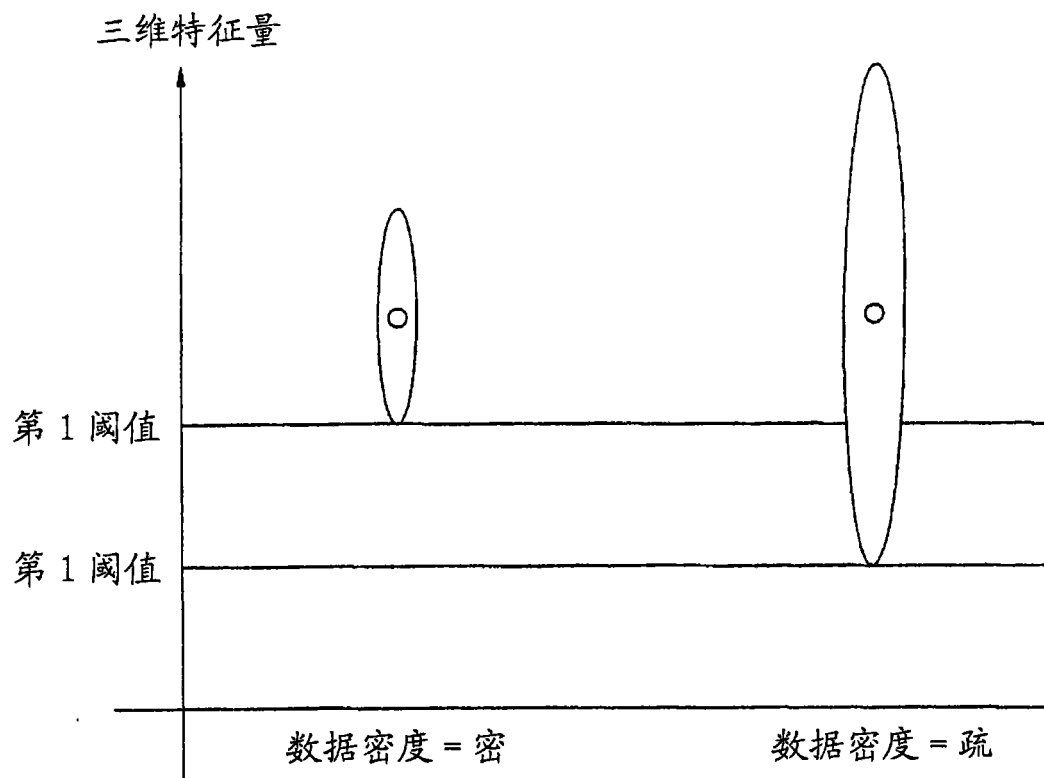


图 12

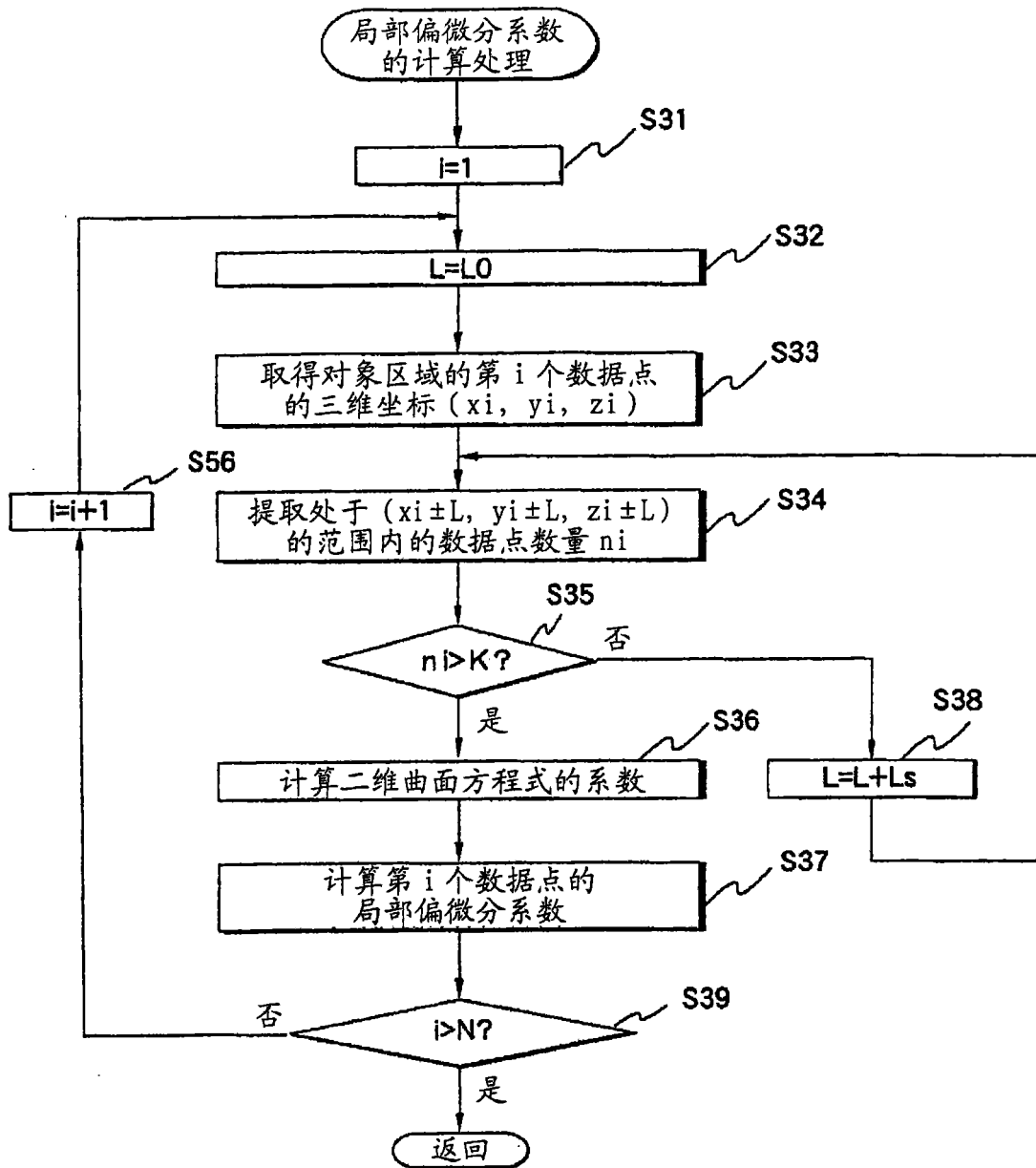


图 13

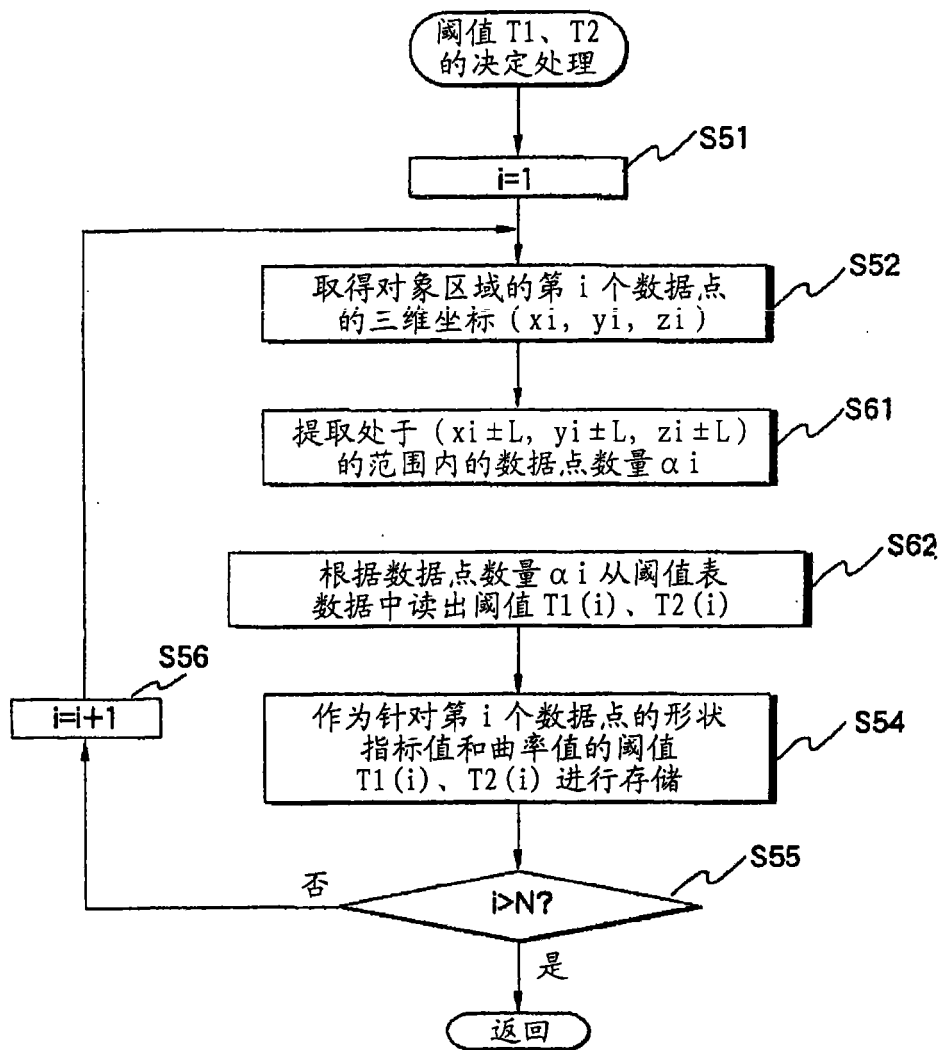


图 14

数据点数量	T1	T2
0~8	0.0	0.0
9~13	0.90	0.14
14~18	0.91	0.13
⋮	⋮	⋮
29~	0.95	0.10

图 15

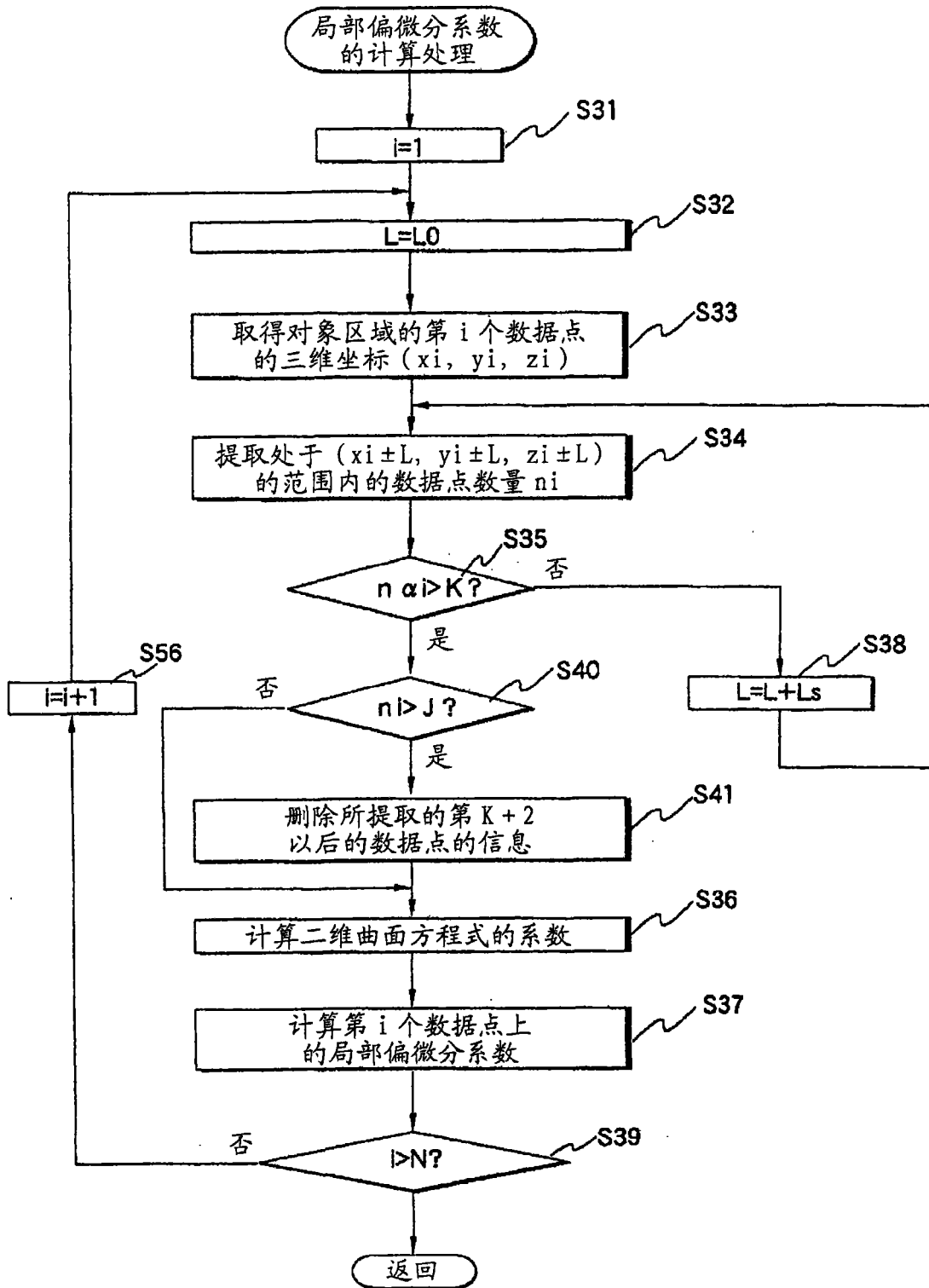


图 16

专利名称(译)	医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法		
公开(公告)号	CN101489466A	公开(公告)日	2009-07-22
申请号	CN200780026931.7	申请日	2007-04-10
[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	井上凉子 西村博一 田中秀树 中村健次 沢美穗		
发明人	井上凉子 西村博一 田中秀树 中村健次 沢美穗		
IPC分类号	A61B1/04 G06T1/00		
CPC分类号	G06T2207/30032 G06T7/0012 G06T2207/10068 G06T2200/04 A61B1/04		
优先权	2006205142 2006-07-27 JP		
其他公开文献	CN101489466B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的内窥镜系统的要部构成为具有医疗用观察装置、医疗用图像处理装置以及监视器。医疗用图像处理装置的CPU(22)由三维模型估计部(22a)、检测对象区域设定部(22b)、形状特征量计算部(22c)、三维形状检测部(22d)、阈值决定部(22e)以及息肉决定部(22f)各功能部构成。根据这种结构,可执行与对象的二维图像的观察状态恰当地适应的处理,与以往相比能提高在检测具有局部隆起形状的病变的情况下的检测精度。

