

[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 200780006826.7

[43] 公开日 2009 年 3 月 18 日

[51] Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

G06T 1/00 (2006.01)

[22] 申请日 2007.2.27

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

[21] 申请号 200780006826.7

[30] 优先权

代理人 黄纶伟

[32] 2006.3.14 [33] JP [31] 069816/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/053585 2007.2.27

[87] 国际公布 WO2007/119295 日 2007.10.25

[85] 进入国家阶段日期 2008.8.27

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 田中秀树 西村博一 中村健次
井上凉子 沢美穂

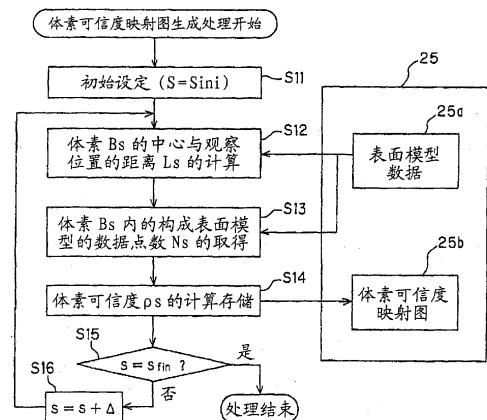
权利要求书 2 页 说明书 19 页 附图 12 页

[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

本发明提供医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法。在图像处理装置(3)中，根据内窥镜图像生成三维表面模型，设定小区域的体素(Bs)以包含所生成的表面模型的内面各部，计算各体素(Bs)与观察位置之间的距离(Ls)，取得体素(Bs)内的表面模型的构成数据点数(Ns)，计算各体素的可信度(ρ_s)来生成体素可信度映射图，并将其存储在体素可信度映射图存储部(25b)内。然后，在通过图像处理使用表面模型进行病变候补检测等的情况下，使用所用的体素部分的可信度来提供针对检测结果的可信度信息。



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：

表面模型生成单元，其根据二维医疗用图像进行三维表面模型生成处理；以及

区域可信度计算单元，其将所述表面模型划分为多个区域，计算各区域中的多个数据的可信度。

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，所述二维医疗用图像是由内窥镜拍摄的内窥镜图像，所述区域可信度计算单元使用所述各区域与所述内窥镜的照明窗或摄像窗之间的距离的信息、以及所述区域内包含的构成所述表面模型的构成数据点数的信息中的至少一个信息来计算所述区域可信度。

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，该医疗用图像处理装置具有候补检测单元，该候补检测单元根据所述二维医疗用图像或所述表面模型来检测具有预定特征量的候补，所述医疗用图像处理装置针对由所述候补检测单元检测的候补，使用在所述候补的检测中利用的所述表面模型中的所述各区域的区域可信度，计算针对所述候补的检测结果的可信度。

4.根据权利要求 3 所述的医疗用图像处理装置，其特征在于，所述候补检测单元检测具有隆起性或凹陷性的特征量的候补部位作为具有所述预定特征量的候补。

5.一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：

表面模型生成步骤，根据二维医疗用图像进行三维表面模型生成处理；以及

区域可信度计算步骤，将所述表面模型划分为多个区域，计算各区域中的多个数据的可信度。

6.根据权利要求 5 所述的医疗用图像处理方法，其特征在于，所述

二维医疗用图像是由内窥镜拍摄的内窥镜图像，所述区域可信度计算步骤使用所述各区域与所述内窥镜的照明窗或摄像窗之间的距离的信息、以及所述区域内包含的构成所述表面模型的构成数据点数的信息中的至少一个信息来计算所述区域可信度。

7.根据权利要求 5 所述的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候补检测步骤，该候补检测步骤根据所述二维医疗用图像或所述表面模型来检测具有预定特征量的候补，所述医疗用图像处理方法针对由所述候补检测步骤检测的候补，使用在所述候补的检测中利用的所述表面模型中的所述各区域的区域可信度，计算针对所述候补的检测结果的可信度。

医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法

技术领域

本发明涉及对根据二维图像所生成的三维表面模型中的各部的可信度进行处理的医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法。

背景技术

由插入体腔内的内窥镜获得的内窥镜图像广泛利用在观察部位的诊断中。由于由内窥镜获得的内窥镜图像是二维图像，因而例如如日本特开平 8-252217 号公报公开的现有例那样，有这样的装置，即：根据所取得的图像信息生成三维表面模型，通过显示所生成的表面模型，来提供更容易诊断的图像信息。

如上所述在生成并显示了三维表面模型的情况下，其图像与二维内窥镜图像的情况相比是容易诊断的图像。然而，为了根据二维内窥镜图像构建三维表面模型，例如当插入有内窥镜来观察的体腔内部位处在与内窥镜的照明窗或观察（摄像）窗相隔很远的距离时，来自照明光源的照明光的照射量下降。

因此，根据在远距离所拍摄的图像数据部分而生成的表面模型的数据部分的精度比根据在近距离所拍摄的图像数据部分而生成的表面模型的数据部分的精度低。

并且，在体腔内，特别是管腔形状的情况下，当管腔部分有皱褶或隆起物时，成为其背面的位置从成为视点的位置（即观察窗）是看不到的。因此，在生成与该部位对应的表面模型上的位置的情况下，由于根据基于该位置的邻近数据等的估计值来生成，因而所生成的表面模型的精度下降。

在现有例中，由于未考虑这种精度，因而在将表面模型利用在诊断中的情况下，难以确认其可信度。并且，在通过图像处理使用表面模型

来进行具有病变部的特征量的病变候补的检测和判定的情况下，其可信度的确认或提高变得困难。

发明内容

本发明是鉴于上述方面而作成的，本发明的目的是提供一种可实现将表面模型利用在病变候补检测等中的情况下的可信度的确认或提高的医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法。

本发明的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：表面模型生成单元，其根据二维医疗用图像进行三维表面模型生成处理；以及区域可信度计算单元，其将所述表面模型划分为多个区域，计算各区域中的多个数据的可信度。

并且，本发明的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：表面模型生成步骤，根据二维医疗用图像进行三维表面模型生成处理；以及区域可信度计算步骤，将所述表面模型划分为多个区域，计算各区域中的多个数据的可信度。

附图说明

图 1 是示出内窥镜系统的结构的框图。

图 2 是示出由插入大肠那样的管状部位内的内窥镜进行拍摄的状况的图。

图 3 是示出由设置在图 2 的内窥镜内的摄像装置所拍摄的内窥镜图像的图。

图 4 是示出根据图 3 的内窥镜图像而生成的表面模型的图。

图 5 是示出 CPU 的图像分析处理功能的框图。

图 6 是示出用于生成表面模型的处理进程的流程图。

图 7 是示出与所拍摄的图像的各像素对应的物体上的对应点和光源等的位置关系的图。

图 8A 是示出在物体的面上反射来自光源的光的状况等的图。

图 8B 是示出在物体的面上反射来自光源的光的状况等的图。

图 9 是示出设定在对应点周围的多个法线矢量的图。

图 10 是示出图 8B 的矢量 m 通过二维图像上的位置的图。

图 11 是示出在图 6 的步骤 S2 中生成的表面模型的图。

图 12 是示出生成体素可信度映射图的处理内容和所使用的数据等的图。

图 13 是图 12 的步骤 S12 的距离计算的说明图。

图 14 是示出进行息肉候补提取判定的处理内容和所生成/使用的图像等的图。

图 15A 是图 14 的步骤 S24 的动作说明图。

图 15B 是图 14 的步骤 S24 的动作说明图。

图 15C 是图 14 的步骤 S24 的动作说明图。

图 15D 是图 14 的步骤 S24 的动作说明图。

图 16 是示出图 14 的步骤 S26 的息肉候补判定处理内容的流程图。

图 17 是图 16 的处理的说明图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施方式。

图 1～图 17 涉及本发明的一实施方式，图 1 是示出内窥镜系统的结构的框图，图 2 是示出由插入大肠那样的管状部位内的内窥镜进行拍摄的状况的图，图 3 是示出由设置在图 2 的内窥镜内的摄像装置所拍摄的内窥镜图像的图，图 4 是示出根据图 3 的内窥镜图像而生成的表面模型的图，图 5 是示出 CPU 的图像分析处理功能的框图，图 6 是示出用于生成表面模型的处理进程的流程图，图 7 是示出与所拍摄的图像的各像素对应的物体上的对应点和光源等的位置关系的图，图 8A 是示出在物体的面上反射来自光源的光的状况等的图，图 8B 是示出在物体的面上反射来自光源的光的状况等的图，图 9 是示出设定在对应点周围的多个法线矢量的图，图 10 是示出图 8B 的矢量 m 通过二维图像上的位置的图，图 11 是示出在图 6 的步骤 S2 中生成的表面模型的图，图 12 是示出生成体素可信度映射图的处理内容和所使用的数据等的图，图 13 是图 12 的步骤

S12 的距离计算的说明图, 图 14 是示出进行息肉候补提取判定的处理内容和所生成/使用的图像等的图, 图 15A 是图 14 的步骤 S24 的动作说明图, 图 15B 是图 14 的步骤 S24 的动作说明图, 图 15C 是图 14 的步骤 S24 的动作说明图, 图 15D 是图 14 的步骤 S24 的动作说明图, 图 16 是示出图 14 的步骤 S26 的息肉候补判定处理内容的流程图, 图 17 是图 16 的处理的说明图。

图 1 所示的内窥镜系统 1 由以下构成, 即: 内窥镜观察装置 2; 医疗用图像处理装置 (以下简记为图像处理装置) 3, 其由个人计算机等构成, 对由该内窥镜观察装置 2 所获得的作为医疗用图像的内窥镜图像进行图像处理; 以及显示监视器 4, 其显示由该图像处理装置 3 进行了图像处理的图像。

内窥镜观察装置 2 具有: 内窥镜 6, 其被插入体腔内; 光源装置 7, 其将照明光提供给该内窥镜 6; 相机控制单元 (简记为 CCU) 8, 其进行针对内窥镜 6 的摄像单元的信号处理; 以及监视器 9, 其通过被输入从该 CCU 8 所输出的影像信号, 显示由摄像元件所拍摄的内窥镜图像。

内窥镜 6 具有: 被插入体腔内的插入部 11; 以及设置在该插入部 11 的后端的操作部 12。并且, 在插入部 11 内插通有传送照明光的导光路 13。

该导光路 13 的后端与光源装置 7 连接。然后, 通过导光路 13 传送从该光源装置 7 提供的照明光, 从安装在设置于插入部 11 的前端部 14 上的照明窗上的前端面射出 (所传送的照明光), 对患部等的被摄体进行照明。

设置有摄像装置 17, 该摄像装置 17 具有: 安装在与照明窗邻接的观察窗上的物镜 15, 以及配置在该物镜 15 的成像位置的作为固体摄像元件的例如电荷耦合元件 (简记为 CCD) 16。然后, 形成在该 CCD 16 的摄像面上的光学像由该 CCD 16 进行光电转换。

该 CCD 16 经由信号线与 CCU 8 连接, 通过从该 CCU 8 施加 CCD 驱动信号, CCD 16 输出光电转换后的图像信号。该图像信号由 CCU 8 内的影像处理电路进行信号处理, 被转换成影像信号。该影像信号被输

出到监视器 9，在监视器 9 的显示面上显示内窥镜图像。该影像信号也被输入到图像处理装置 3。

该图像处理装置 3 具有：图像输入部 21，其被输入与从内窥镜观察装置 2 所输入的内窥镜图像对应的影像信号；作为中央运算处理装置的 CPU 22，其进行针对从该图像输入部 21 所输入的图像数据的图像处理；以及处理程序存储部 23，其存储通过该 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 具有：图像存储部 24，其存储从图像输入部 21 所输入的图像数据等；信息存储部 25，其存储由 CPU 22 所处理的信息等；作为存储装置的硬盘 27，其经由存储装置接口 26 存储由 CPU 22 所处理的图像数据和信息等；显示处理部 28，其进行用于显示由 CPU 22 所处理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参数等的数据输入和指示操作的键盘等构成。

然后，由该显示处理部 28 所生成的影像信号显示在显示监视器 4 上，在该显示监视器 4 的显示面上显示进行了图像处理的处理图像。另外，图像输入部 21、CPU 22、处理程序存储部 23、图像存储部 24、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 经由数据总线 30 相互连接。

在本实施方式中，如图 2 所示，直视型内窥镜 6 的插入部 11 被插入例如大肠 31 那样的管状部位（管状器官）内，由摄像装置 17 进行拍摄。

图 3 示出由该直视型内窥镜 6 所拍摄的内窥镜图像的一例。在该内窥镜图像内存在皱褶或隆起性的凸部。另外，斜线所示的部分表示延伸到深部侧的管腔暗部。

在本实施方式中，使用直视型等的内窥镜 6 拍摄大肠 31 那样的管状器官，根据所拍摄的二维内窥镜图像估计对象物（具体地说为大肠的管腔形状的内面）的三维形状的表面模型。例如图 4 示出所估计的表面模型的例子。在图 4 中，生成与图 3 的凸部对应的凸部 G1、G2。

在根据图 3 的二维内窥镜图像的图像数据生成图 4 所示的呈三维形状的表面模型的情况下，在内窥镜 6 的前端面距照明窗位置的距离大的

部分中，由于与距离小的部分相比较照明强度下降，因而与该部分对应而生成的表面模型中的三维数据精度下降。

并且，当管腔有皱褶或隆起的凸部时，由于成为其背面的位置从成为视点位置的观察窗是看不到的，因而通过估计等而生成的表面模型的三维数据精度下降。

在本实施方式中，考虑到这些方面，生成可信度映射图，该可信度映射图表示所生成的三维表面模型中的各点（如后所述作为小区域的体素）的面或位置的数据可信度。

然后，可将所生成的三维表面模型的各部中的其数据可信度信息有效地利用在病变的检测或判定等中。

因此，构成本实施方式中的图像处理装置的 CPU 22 具有图 5 所示的图像处理功能。

CPU 22 具有：作为表面模型生成单元的表面模型生成功能 22a，其根据二维内窥镜图像生成（估计）呈三维形状的表面模型；作为区域可信度计算单元的体素可信度映射图生成功能 22b，其针对所生成的表面模型的表面数据各部中的、作为小区域的体素生成体素可信度映射图，该体素可信度映射图表示在该体素部分的其数据可信度；以及作为候补检测单元的息肉候补判定功能（息肉候补检测功能）22c，其根据表面模型的表面数据提取病变候补，具体地说为息肉候补，进行息肉的可能性的判定处理（或检测处理）。

在本实施方式中，这样生成三维表面模型，将该表面模型的表面数据各部视为体素集合体，计算各体素部分中的其三维数据的可信度（体素可信度）。

然后，例如在进行根据所生成的三维表面模型检测或判定息肉等的病变的图像处理的情况下，通过利用该可信度信息，可进行可信度更高的检测或判定。

并且，由于所提供的息肉等的病变检测或判定结果是向医生提供可信度信息，因而医生在进行息肉等的诊断时，可更有效地利用该信息。从而容易进行更准确的诊断。

在本实施方式中，图 5 所示的各功能以软件形式来实现。即，存储在处理程序存储部 23 内的处理程序由 CPU 22 读出，CPU 22 通过按照该处理程序进行处理，来执行图 6 所示的与表面模型生成功能 22a 对应的流程图的处理等。

下面说明本实施方式的动作。

当图像处理装置 3 的动作开始时，CPU 22 读出处理程序存储部 23 的处理程序，开始按照该处理程序进行处理。如图 6 所示，CPU 22 在最初的步骤 S1 中，将从内窥镜观察装置 2 的 CCU 8 经过图像输入部 21 所输入的内窥镜图像作为原图像的图像数据来取得。

然后，在下一步骤 S2 中，CPU 22 对所取得的图像数据进行失真像差校正（例如，日本特开平 8—256295 号公报所记载的内容）、噪声去除等的预处理。在步骤 S3 中，CPU 22 按以下进程求出与图像内的像素对应的对象物体的三维位置。

如图 7 所示，提取与由位于视点 O 的摄像单元所拍摄的图像的 3 像素对应的对象物体上的像素对应点 E1、E2、E3，根据像素对应点 E1、E2、E3 的三维位置与光源 Q 和视点 O 的位置关系求出以下的式（1）。

[算式 1]

$$\begin{aligned}\vec{r}_1 &= \vec{d} - k_1 \vec{m}_1 \\ \vec{r}_2 &= \vec{d} - k_2 \vec{m}_2 \\ \vec{r}_3 &= \vec{d} - k_3 \vec{m}_3\end{aligned}\quad (1)$$

式中，设像素对应点 E1、E2、E3 的三维位置矢量为 $k_1 m_1$ 、 $k_2 m_2$ 、 $k_3 m_3$ (m_1 、 m_2 、 m_3 ：大小为 1 的单位矢量)，设从视点 O 到光源 Q 的矢量为 d ，设从光源 Q 到 3 像素对应点 E1、E2、E3 的三维位置的矢量为 r_1 、 r_2 、 r_3 。

设由像素对应点 E1、E2、E3 的三维位置构成的平面的法线矢量为 n ，根据式（1），矢量 n 如下式（2）所示，由矢量分量 k_1 、 k_2 、 k_3 的比率表示。

[算式 2]

$$\vec{n}_1 = \vec{l}_{12} \times \vec{l}_{23} = k_1 k_2 k_3 \left(\frac{1}{k_3} \vec{m}_1 \times \vec{m}_2 + \frac{1}{k_1} \vec{m}_2 \times \vec{m}_3 + \frac{1}{k_2} \vec{m}_3 \times \vec{m}_1 \right) \quad (2)$$

式中，设从点 E1 到点 E2 的矢量为 l_{12} ，设从点 E2 到点 E3 的矢量为 l_{23} ， \times 表示外积。并且，假定如图 8A 所示成为摄像对象的（大肠内面等的）对象物体的表面具有在全方向均匀反射光的漫反射率，则像素对应点 E1、E2、E3 的亮度值 I_1 、 I_2 、 I_3 由下式 (3) 表示。

[算式 3]

$$I_1 = h I_q \cos \beta_1 / |\vec{r}_1|^2$$

$$I_2 = h I_q \cos \beta_2 / |\vec{r}_2|^2 \quad (3)$$

$$I_3 = h I_q \cos \beta_3 / |\vec{r}_3|^2$$

式中， h 是对象物体的表面的漫反射率， I_q 是光源 Q 的光度， β 是在点 P 的对象物体的表面的法线矢量 n 与从光源 Q 到点 P 的矢量 r 形成的角。另外，图 8A 的点 P 代表图 7 的像素对应点 E1、E2、E3（因此，矢量 r 代表图 7 的矢量 r_1 、 r_2 、 r_3 ）。

然后设定以下条件 (a) 和 (b)，根据满足这些条件 (a) 和 (b) 的假定，计算与所拍摄的像素对应的对象物体的三维位置。

现在，在条件 (a) 和条件 (b) 这两条件 (a)、(b) 成立的情况下，得到以下的近似式 (4)，条件 (a) 是视点 O 与光源 Q 之间的距离 \ll 视点 O 与像素对应点 E1、E2、E3 的三维位置之间的距离，即 $|d| \ll |rm|$ （或 $|d| \ll |r|$ ，这里 $m=1 \sim 3$ ），条件 (b) 是像素对应点 E1、E2、E3 的三维位置接近。

[算式 4]

$$k_1 : k_2 : k_3 \approx 1/\sqrt{I_1} : 1/\sqrt{I_2} : 1/\sqrt{I_3} \quad (4)$$

在图 8B 所示 r 的绝对值比 d 的绝对值大的情况下，上述条件 (a) 成立。并且，在拍摄食道等的管状内面的情况下，认为条件 (b) 在大部分情况下成立。另外，图 8B 将插入部的前端部 14 中的前端面部分放大

示出。

安装有导光路 13 的前端面（或照明透镜）的照明窗 13a 面朝该前端面，从照明窗 13a 射出照明光。即，该导光路 13 的前端面等的照明窗 13a 相当于图 7 和图 8A 的光源 Q。并且，与该照明窗 13a 邻接的视点 O 成为配置有摄像单元（摄像装置 17）的物镜 15 的观察窗（摄像窗）。

根据上述式（4）求出 k_1 、 k_2 、 k_3 的比率，并求出法线矢量 n 。与图像内的各像素对应的对象物体的表面上的像素对应点由于存在多个邻接的像素对应点，因而如图 9 所示针对由一个像素对应点 P_a 周围的点 $P_b \sim P_e$ 中的各 3 点形成的各面分别求出法线矢量 $n_1 \sim n_4$ 。因此，可以计算该多个法线矢量 $n_1 \sim n_4$ 的平均矢量，并将该平均矢量作为像素对应点的法线矢量。

如图 8A 所示将对象物体的表面假定为漫反射，通过进一步改写角 β ，各像素对应点 $P(x, y)$ 的亮度值 $I(x, y)$ 可由以下的式（5）表示。

[算式 5]

$$I(x, y) = h I_q \cos \beta / r^2 = h I_q \vec{n}(x, y) \cdot \vec{r}(x, y) / \| \vec{r}(x, y) \|^3 \quad (5)$$

式中， h 是对象表面的漫反射率， I_q 是光源 Q 的光度， β 是在点 P 的对象物体的表面的法线矢量 $n(x, y)$ 与光源方向 $r(x, y)$ 形成的角。

并且，在点 P 的光源方向 $r(x, y)$ 可由以下的式（6）表示。

[算式 6]

$$\vec{r}(x, y) = k(x, y) \vec{m}(x, y) - \vec{d} \quad (6)$$

式中，如图 8B 所示，设从物镜 15 的视点 O 到光源 Q 的矢量为 d ，设从视点 O 到对象物体（具体地说大肠的管腔表面）的位置 P 的单位矢量为 $m(x, y)$ ，设距离 OP 为 $k(x, y)$ 。

矢量 $m(x, y)$ 如图 10 所示通过（CCD 16 的）摄像面 42 的图像上的位置 (x, y) ，因而如以下的式（7）所示，得到

[算式 7]

$$\vec{m}_{(x,y)} = \begin{cases} x / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \\ y / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \\ f / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \end{cases} \quad (7)$$

式中, f 是摄像装置 17 的焦距。因此图像上的各像素的亮度值 $I(x, y)$ 可由以下的式 (8) 表示。

[算式 8]

$$I_{(x,y)} = h I_q \vec{n}_{(x,y)} \cdot (\vec{k}_{(x,y)} \vec{m}_{(x,y)} - \vec{d}) / \| \vec{k}_{(x,y)} \vec{m}_{(x,y)} - \vec{d} \|^3 \quad (8)$$

在上述式 (8) 中 $k(x, y)$ 以外全部是已知的, 因而根据式 (8) 计算 $k(x, y)$, 并按以下的式 (9) 计算与图像上的各像素 (x, y) 对应的三维位置 (X, Y, Z) 。

[算式 9]

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = k_{(x,y)} \vec{m}_{(x,y)} = k_{(x,y)} \begin{cases} x / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \\ y / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \\ f / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \end{cases} \quad (9)$$

这样, 生成图 11 所示的呈三维形状的表面模型。图 11 所示的三维表面模型的内面上的各位置 P 如图 10 所示通过摄像面 42 的二维图像上的位置 (x, y) , 并且是使用该图像上的各位置 (x, y) 的数据来生成的。因此, 距视点 O 或摄像面 42 的距离越大, 为生成 (构成) 在各位置 P 的小区域的体素 B 内包含的该部分所使用的二维图像中的数据点数就越少。

并且, 该数据点数根据各位置 P 的面与摄像面 42 形成的角度等的不同而发生变化。该情况下的数据点数被认为与表示该体素 B 的三维位置

的可信度的信息量有密切关系。

因此，在本实施方式中，如以下说明那样，在针对设定在所生成的三维形状的内面上的体素 B 计算表示其可信度的体素可信度的情况下，考虑该数据点数。这样，在使用所生成的三维表面模型来检测病变候补或进行病变候补判定的情况下，可提供该检测结果或判定结果的可信度信息，实现针对检测结果等的可信度的确认或提高。

并且，在图 11 所示的三维表面模型的内面在该内面部分有在内侧为凸的部分（图 11 中 G1、G2 所示）的情况下，处于隐蔽了在从视点 O 侧观察的情况下成为该部分的后方侧的背后的内面部分的状态，该背后部分成为背面而处于隐蔽状态，即所谓的隐蔽（Occlusion），隐蔽部分 H1、H2 是数据缺失的部分。

然后，CPU 22 扫描通过图 6 的步骤 S3 所生成的三维形状数据，如步骤 S4 所示进行对隐蔽部分 H1、H2 等的插值处理。在该情况下，针对通过插值处理所生成的表面位置的数据点，将小于 1 的系数 w 与该表面数据相关联来存储。

这样对缺失部分进行插值来生成图 4 所示的表面模型，该表面模型的数据（称为表面模型数据）被存储在例如图 1 的信息存储部 25 内。

然后，CPU 22 进行图 12 所示的体素可信度映射图生成处理。当该处理开始时，CPU 22 在步骤 S11 中进行初始设定（将以下的位置参数 s 设定为初始值 s_{ini} ），之后在下一步骤 S12 中使用存储在信息存储部 25 的表面模型数据存储部 25a 内的表面模型数据，如图 13 所示在表面模型上设定各体素 B_{xyz} （简记为 B_s ），计算该体素 B_s 的中心位置与观察位置（即视点 O）之间的距离 L_s 。

该距离 L_s 可通过使所拍摄的内窥镜图像的管腔形状部分的直径应用实际拍摄的大肠 31 的平均直径值而计算为客观数值。并且这里，计算体素 B_s 的中心位置与观察位置（或视点 O）之间的距离 L_s ，然而可以如图 8B 所示，使用 OQ 的矢量 d 的值来计算体素 B_s 的中心位置与光源 Q（照明窗）之间的距离（设为 L_{sq} ）。并且，矢量 d 的大小可以设定得比距离 L_{sq} 小，也可以设为 $L_s = L_{sq}$ ，该距离 L_s 可以视为从内窥镜前端面

到体素 Bs 的中心位置的距离。

在将观察位置作为视点 O 来设定在表面模型生成的原点 (0, 0, 0) 的情况下, 体素 Bs 在其中心坐标位置由 ($V_x + 1/2$, $V_y + 1/2$, $V_z + 1/2$) 表示时, 成为 $V_x \leq X < V_x + 1$ 、 $V_y \leq Y < V_y + 1$ 、 $V_z \leq Z < V_z + 1$ 的一边长度是 1 的小区域。针对该小区域进行以下处理 (下标 s 简化表示三维坐标位置 ($V_x + 1/2$, $V_y + 1/2$, $V_z + 1/2$) 不同的表面模型上的体素 Bs 的位置)。

然后, CPU 22 在下一步骤 S13 中, 针对各体素 Bs 取得构成表面模型数据的构成数据点数 (简记为数据点数) N_s 。在该情况下, 将通过插值处理而构成的数据点数 N_{sh} 乘以小于 1 的系数 w 来计算数据点数 N_s 。

在下一步骤 S14 中, CPU 22 计算针对体素 Bs 的体素可信度 ρ_s 。

该 ρ_s 例如是

$$\rho_s = (1/L_s) (N_s/1 \cdot 1 \cdot 1) \alpha \quad (10)$$

这里, α 表示进行归一化的因子, 并且数据点数 N_s 是不使用插值处理的实值数据点数 N_{si} 与对通过插值处理所生成的数据点数 N_{sh} 乘以 (小于 1 的) 系数 w 后的结果之和。

即,

$$N_s = N_{si} + w \cdot N_{sh} \quad (11)$$

然后, CPU 22 将计算出的体素可信度 ρ_s 的值与体素 Bs 的位置数据相关联来存储在设置于信息存储部 25 内的体素可信度映射图存储部 25b 内。

当距光源 Q 或观察位置 (观察窗) 的距离 L_s 增大时, 上述体素可信度 ρ_s 的值减小, 而且当该体素 Bs 内的数据点数越少, 该体素可信度 ρ_s 的值就越小。因此, 这成为适当评价所生成的表面模型上的各部的点 (小区域) 的可信度的评价手段。

然后, 在下一步骤 S15 中, CPU 22 针对所有表面模型数据进行是否进行了体素 Bs 的设定的条件判定 (换句话说进行是否进行到最终的参数值 $sfin$ 的条件判定)。在不符合该条件的情况下, 如步骤 S16 所示变更一个参数 s 的值并回到步骤 S12。

这样当结束了针对所有表面模型数据计算体素可信度 ρ_s 的处理时，在体素可信度映射图存储部 25b 内生成计算出在表面模型上的各点（作为小区域的体素）的可信度的体素可信度映射图。

这样，作为基于所生成的体素可信度映射图的利用方法，大致划分主要有两种。

其中一种是，例如根据计算出的体素可信度映射图的体素可信度 ρ_s 对所生成的表面模型的表面形状进行伪彩色化来显示。

例如，并列显示通常的表面模型的显示图像和根据体素可信度 ρ_s 进行了伪彩色化的表面模型。在该情况下，可以以相同尺寸显示。

作为上述显示的变形例，在医生等的用户使用未作图示的鼠标等的指示单元将注目的部位或区域指示作为表面模型上的病变候补的情况下，CPU 22 可以从体素可信度映射图中读出与所指示的区域部分对应的体素可信度来显示。

这样由于可提供表面模型上的各区域的可信度，因而在医生使用表面模型来进行病变诊断等的情况下，可提供该可信度信息，可进行可信度确认，并可提高可信度。

然后第二种利用方法是，在通过图像处理使用表面模型进行病变候补的检测或病变候补的病变判断的情况下，提供针对该检测结果或判断结果的可信度信息。

作为该情况的例子，以下以使用体素可信度映射图来提取大肠内的息肉候补并进行检测（判定）的情况进行说明。

图 14 是示出本实施方式中的息肉候补提取判定处理程序和该程序使用的数据的框图。

当该处理开始时，CPU 22 读出存储在图 1 的处理程序存储部 23 内的息肉候补提取判定处理程序，并按照该程序开始图 5 所示的息肉候补判定处理 22c。

如图 14 所示在最初的步骤 S21 中，CPU 22 取入存储在图像处理装置 3 内的图像存储部 24（参照图 1）内的原图像 51 的例如 R 信号分量，进行边缘提取处理。在该情况下，通过将带通滤波器应用于例如 R 信号

分量来生成边缘图像 52。使用带通滤波器的边缘提取方法是公知技术。并且，可以取代 R 信号分量而使用原图像 51 的亮度分量来生成边缘图像 52。

在下一步骤 S22 中，CPU 22 对边缘图像 52 进行二值化处理。然后，通过该二值化处理，生成二值化图像 53。在本实施方式中的二值化处理中，根据边缘图像 52 的各像素的像素值与规定或预定阈值的大小比较结果，将二值化图像 53 的各像素决定为 0 或 1。

在下一步骤 S23 中，CPU 22 将公知的细线化方法应用于二值化图像 53，生成细线化图像 54。

在下一步骤 S24 中，CPU 22 进行这样的提取处理，即：从作为二维图像的细线化图像 54 中提取例如作为隆起性病变的息肉的候补等弯曲的边缘形状等的、具有规定特征量的候补点。在该情况下，CPU 22 进行这样的处理，即：从细线化图像 54 中提取注目边缘的端的 2 点及其中点、以及将边缘上的端 2 点连接的直线上的中点，作为二维图像的病变的候补点信息 55 来保存。

参照图 15A～图 15D 说明该处理。图 15A 表示细线化图像 54，CPU 22 从该细线化图像 54 取得要进行判定处理的边缘部分，然后如图 15B 所示，进行边缘的端 2 点 t_1 和 t_2 的提取。

然后，CPU 22 将边缘的像素数作为线段长度 D_1 （未作图示）来计算，并计算得到 $1/2 \times D_1$ 的中点 t （图 15C）。

然后，CPU 22 提取将 t_1 和 t_2 连接的直线，计算其线段长度 D_2 （未作图示），之后计算得到 $1/2 \times D_2$ 的中点 p （图 15D）。

然后，CPU 22 保存计算出的二维图像的候补点信息（边缘的端 2 点 t_1 、 t_2 、其中点 t 、将边缘上的端 2 点 t_1 、 t_2 连接的直线上的中点 p ）。

然后，在图 14 所示的步骤 S25 中，CPU 22 进行提取与二维图像上的候补点对应的三维图像（表面模型）上的候补点的数据的处理。

即，取得三维表面模型上的二维图像上的候补点（边缘的端 2 点 t_1 、 t_2 、其中点 t 、将边缘上的端 2 点连接的直线上的中点 p ）的坐标，保存该候补点的坐标信息（三维） 56。

然后，在下一步骤 S26 中，CPU 22 使用候补点信息 56 来进行（利

用图像处理的)作为隆起性病变的息肉候补的可能性判定,即息肉候补判定处理。

图 16 示出该息肉候补判定处理。另外,在以下说明中,以将二维图像上的 2 点 t_1 和 t_2 连接的直线与 x 轴平行的情况进行说明。

在最初的步骤 S31 中, CPU 22 取得上述的三维表面模型上的候补点 56 的坐标信息,在下一步骤 S32 中计算将边缘的端 2 点 t_1 、 t_2 连接的直线上的中点 p 的 y 坐标 py ,计算包含该 py 和 2 点 t_1 、 t_2 的 xz 平面。中点 p 近似为与将边缘的端 2 点 t_1 、 t_2 连接的直线上的 y 坐标相同的值。

图 17 示出该情况的表面模型上的候补点 56 附近。另外,该部分对应于例如图 13 的标号 G1 所示的部分。

在下一步骤 S33 中, CPU 22 从点 t 画垂直线到由点 t_1 、 t_2 、 py 决定的 xz 平面,计算该垂直线的高度 h 。然后如图 17 所示,在下一步骤 S34 中, CPU 22 判定高度 h 和预定阈值 T_{th} 的大小。在 $h > T_{th}$ 的情况下,进到步骤 S35,除此以外,即在 $h \leq T_{th}$ 的情况下,判定为该边缘部分不是息肉候补,结束该处理。

另外,步骤 S33 中的点 t 是在二维图像上被设定为点 t_1 和 t_2 的中点的点(位置),在三维表面模型上的点 t 的周边部也求出垂直线的值,可以将其最大值作为高度 h 来计算。

在步骤 S35 中, CPU 22 将在图 14 的步骤 S24 的处理中所取得的边缘部分判定为是息肉候补。

另外,在上述 2 点 t_1 、 t_2 与 x 轴不平行的情况下,除了上述高度 h 以外,还可以计算从点 t 到 yz 平面的高度(设为 hy),计算该 2 个平方值的平方根,并比较该计算值与阈值 T_{th} 的大小。

在下一步骤 S36 中, CPU 22 从体素可信度映射图中提取与例如在判定为是上述息肉候补的判定中使用的边缘部分(点 t_1 、 t_2 、 t 、 p (py) 等)对应的(体素的)体素可信度,计算它们的平均值 ρ_a 。

然后,在下一步骤 S37 中, CPU 22 将判定为息肉候补的部分例如以与其他部分不同的颜色等提供在显示监视器 4 等上以使用户知道,并提供其平均值 ρ_a 作为表示针对该判定的可信度的信息。

然后，在细线化图像有另外的边缘的情况下，进行相同处理。然后，对所有边缘进行相同处理之后，结束息肉候补判定处理。

这样在通过图像处理装置 3 提示例如大肠检查的作为隆起性病变的大肠息肉候补时，根据例如上述平均值 ρ_a 同时提示表示针对该判定结果的可信度的信息。

由于该平均值 ρ_a 是使用在判定为息肉候补的情况下使用的部分的体素可信度 ρ_s 来计算的，因而成为适当评价息肉候补判定结果的评价手段之一。

因此，医生可定量地判断相应的大肠息肉候补的可信度。这样，由于可定量地判断大肠息肉候补判定功能的可信度，因而在辅助医生进行病变判定的情况下成为有效的资料或信息。

另外，在上述说明中，例如在计算体素可信度 ρ_s 的情况下，还可以包含二维图像上的亮度值的信息。

例如，可以使用在将与暗部和光晕对应的值（亮度值）除外的该情况下的、随着亮度值增大而增大的加权系数来将该加权系数反映在体素可信度上。即，亮度值大的部分由于与亮度值低的部分相比噪音等的影响少，因而成为可信度更高的部分。因此，可以将亮度值的信息反映在体素可信度上。

另外，作为上述实施方式中的变形例，不限于针对表面模型上的所有部分计算（体素可信度的）映射图作为体素可信度映射图的情况，可以仅使用代表性的点来计算。或者，可以仅计算在病变检测（判定）中使用的部分的体素可信度。

另外，在上述例子中，以判定作为隆起性病变的息肉候补的情况作了说明，然而本实施方式也能同样应用于凹陷性病变候补。在该情况下，取代高度 h 而计算深度 h' 。然后，在该深度 h' 大于阈值 T_{th}' 的情况下，可以进行凹陷性病变候补判定，在除此以外的情况下，可以判定为不是候补。

并且，在上述实施方式中，例如作为息肉候补判定处理，使用高度的阈值 T_{th} 的信息来进行判定，然而此外还可以使用表示曲面形状的特

征量即形状指数 (Shape Index) 和弯曲性 (Curvedness) 来进行判定 (检测)。

在该情况下也不限于隆起性病变的情况, 可以进行凹陷性病变候补判定。并且, 不限于仅根据高度的阈值 T_{th} 进行判定的情况, 可以使用表示该区域大小的例如曲线性的阈值来进行判定 (检测)。

并且, 将上述实施方式的内容在不变更其主旨的情况下进行组合等来变形的情况也属于本发明。

如以上说明那样, 根据本发明, 在通过图像处理根据二维内窥镜图像等的医疗用图像生成三维表面模型, 并使用所生成的表面模型数据来检测息肉等的病变候补或者判定病变可能性的情况下, 考虑在该检测结果或判定结果中使用的表面模型各部的数据的可信度, 提示针对检测结果等的可信度信息。由此, 具有使医生更容易适当进行诊断的产业上的可利用性。

并且, 本发明具有以下记载的附记中描述的特征。

(附记 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: 表面模型生成单元, 其根据二维医疗用图像进行三维表面模型生成处理; 以及区域可信度计算单元, 其将所述表面模型划分为多个区域, 计算各区域中的多个数据的可信度。

(附记 2)

根据附记 1 所述的医疗用图像处理装置, 其特征在于, 所述二维医疗用图像是由内窥镜拍摄的内窥镜图像, 所述区域可信度计算单元使用所述各区域与所述内窥镜的照明窗或摄像窗之间的距离的信息、以及所述区域内包含的构成所述表面模型的构成数据点数的信息中的至少一个信息来计算所述区域可信度。

(附记 3)

根据附记 1 所述的医疗用图像处理装置, 其特征在于, 该医疗用图像处理装置还具有候补检测单元, 该候补检测单元根据所述二维医疗用图像或所述表面模型来检测具有预定特征量的候补, 所述医疗用图像处

理装置针对由所述候补检测单元检测的候补，使用在所述候补的检测中利用的所述表面模型中的所述各区域的区域可信度，计算针对所述候补的检测结果的可信度。

（附记 4）

根据附记 3 所述的医疗用图像处理装置，其特征在于，所述候补检测单元检测具有隆起性或凹陷性的特征量的候补部位作为具有所述预定特征量的候补。

（附记 5）

根据附记 4 所述的医疗用图像处理装置，其特征在于，所述候补检测单元将具有隆起性或凹陷性的特征量的部分作为候补来提取，在所提取的部分的高度或深度是阈值以上的情况下，将其检测或判定为隆起性病变或凹陷性病变。

（附记 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：表面模型生成步骤，根据二维医疗用图像进行三维表面模型生成处理；以及区域可信度计算步骤，将所述表面模型划分为多个区域，计算各区域中的多个数据的可信度。

（附记 7）

根据附记 6 所述的医疗用图像处理方法，其特征在于，所述二维医疗用图像是由内窥镜拍摄的内窥镜图像，所述区域可信度计算步骤使用所述各区域与所述内窥镜的照明窗或摄像窗之间的距离的信息、以及所述区域内包含的所述表面模型的构成中利用的构成数据点数的信息中的至少一个信息来计算所述区域可信度。

（附记 8）

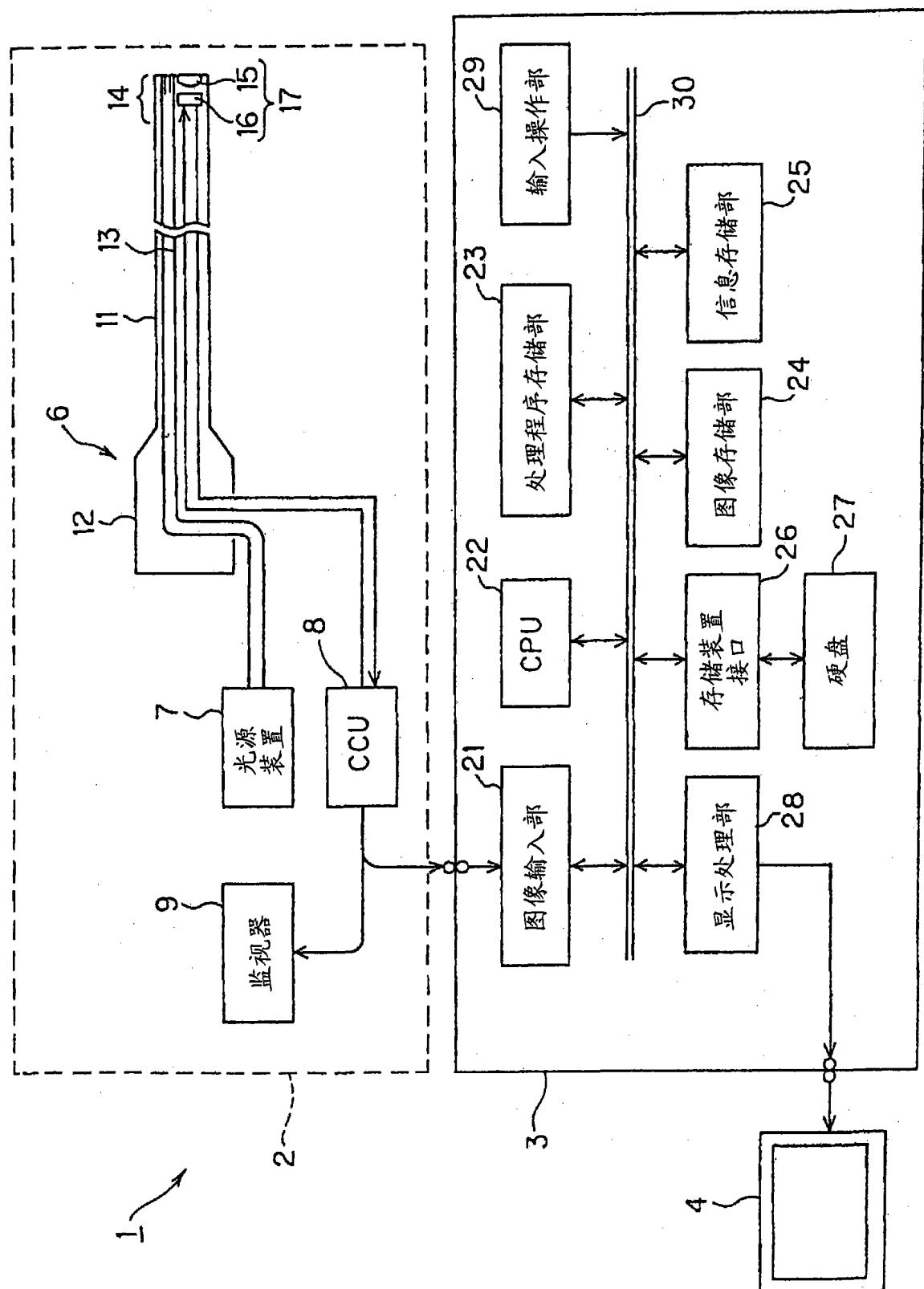
根据附记 6 所述的医疗用图像处理方法，其特征在于，该医疗用图像处理方法还具有候补检测步骤，该候补检测步骤根据所述二维医疗用图像或所述表面模型来检测具有预定特征量的候补，所述医疗用图像处理方法针对由所述候补检测步骤检测的候补，使用在所述候补的检测中利用的所述表面模型中的所述各区域的区域可信度，计算针对所述候补

的检测结果的可信度。

(附记 9)

根据附记 8 所述的医疗用图像处理方法，其特征在于，所述候补检测步骤检测或判定具有隆起性或凹陷性的特征量的候补部位作为具有所述预定特征量的候补。

如以上说明那样，根据本发明，可实现在使用三维表面模型进行病变候补检测等的情况下的可信度确认和可信度提高。



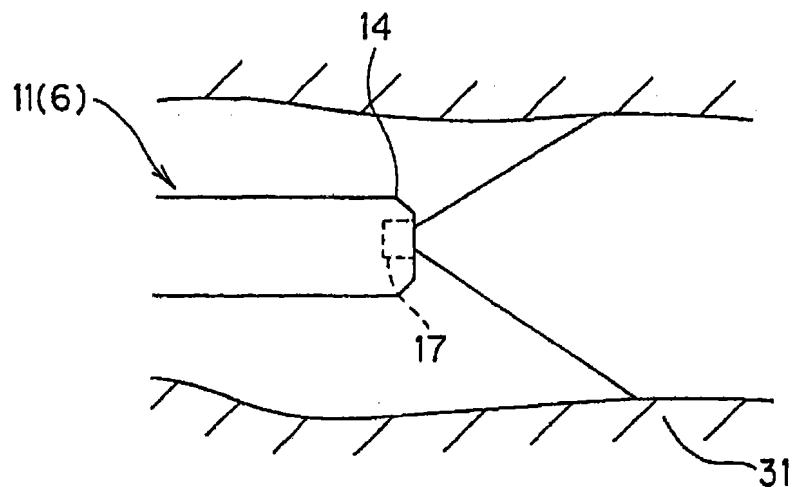


图 2

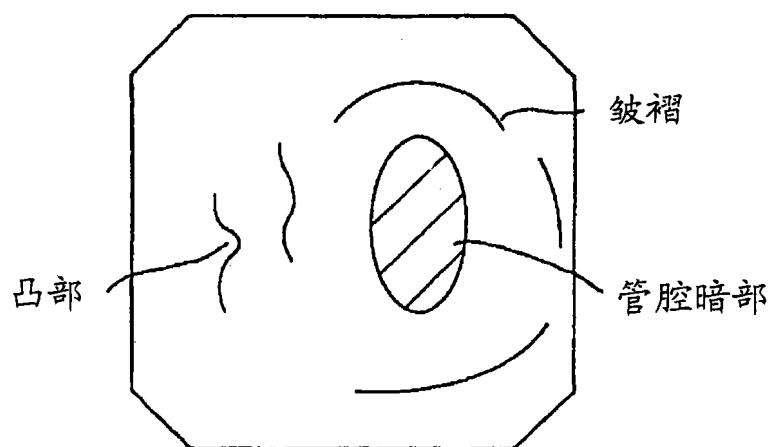


图 3

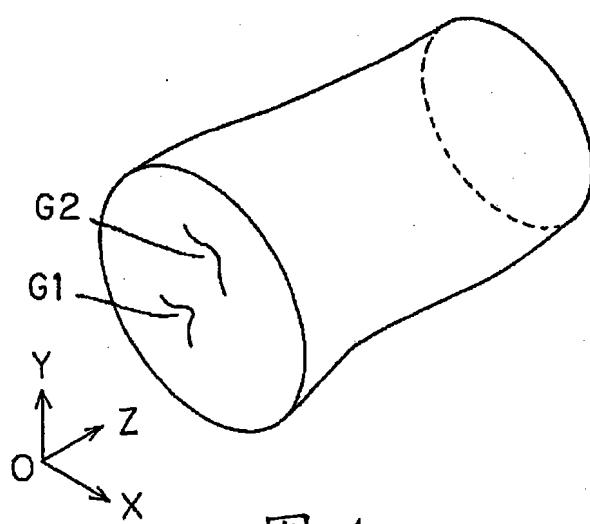


图 4

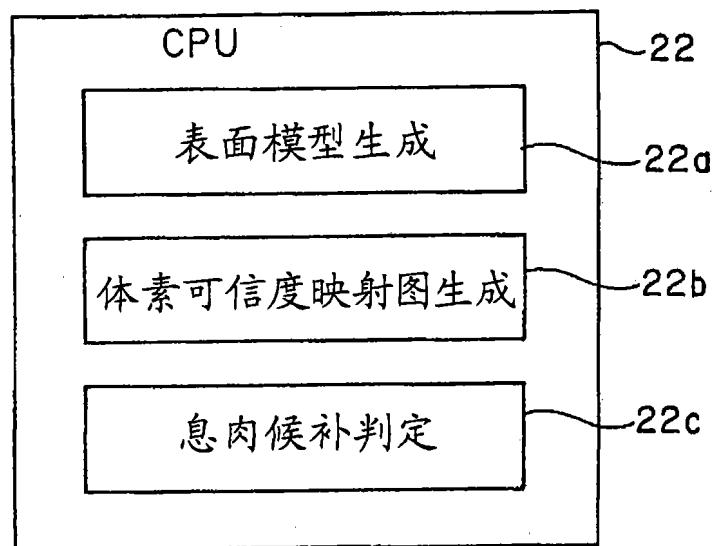


图 5

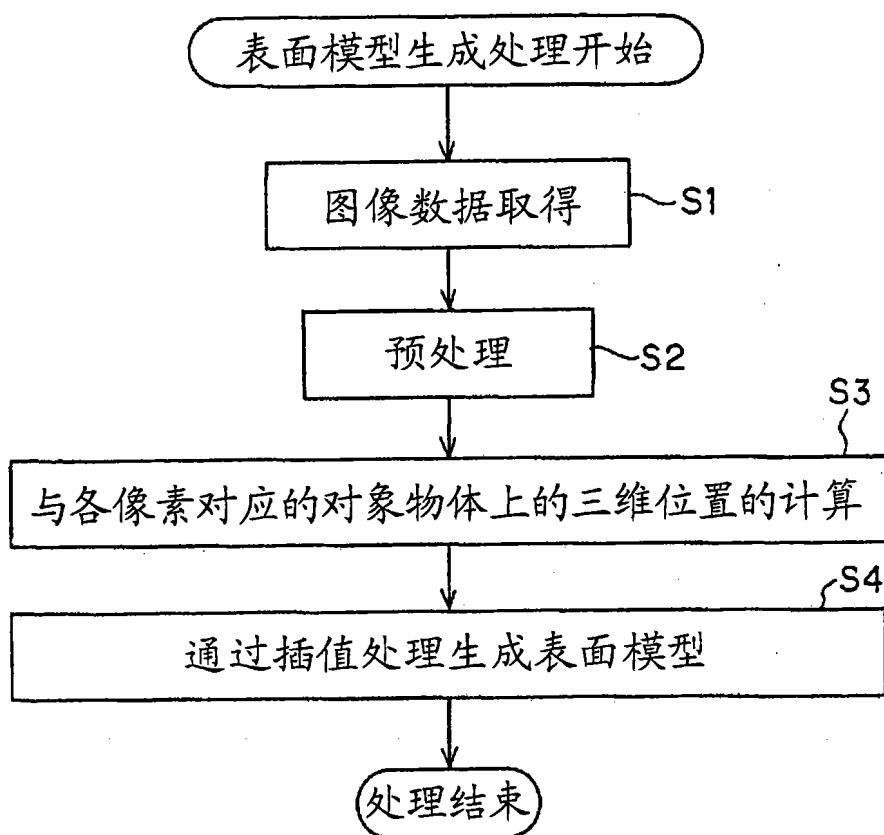


图 6

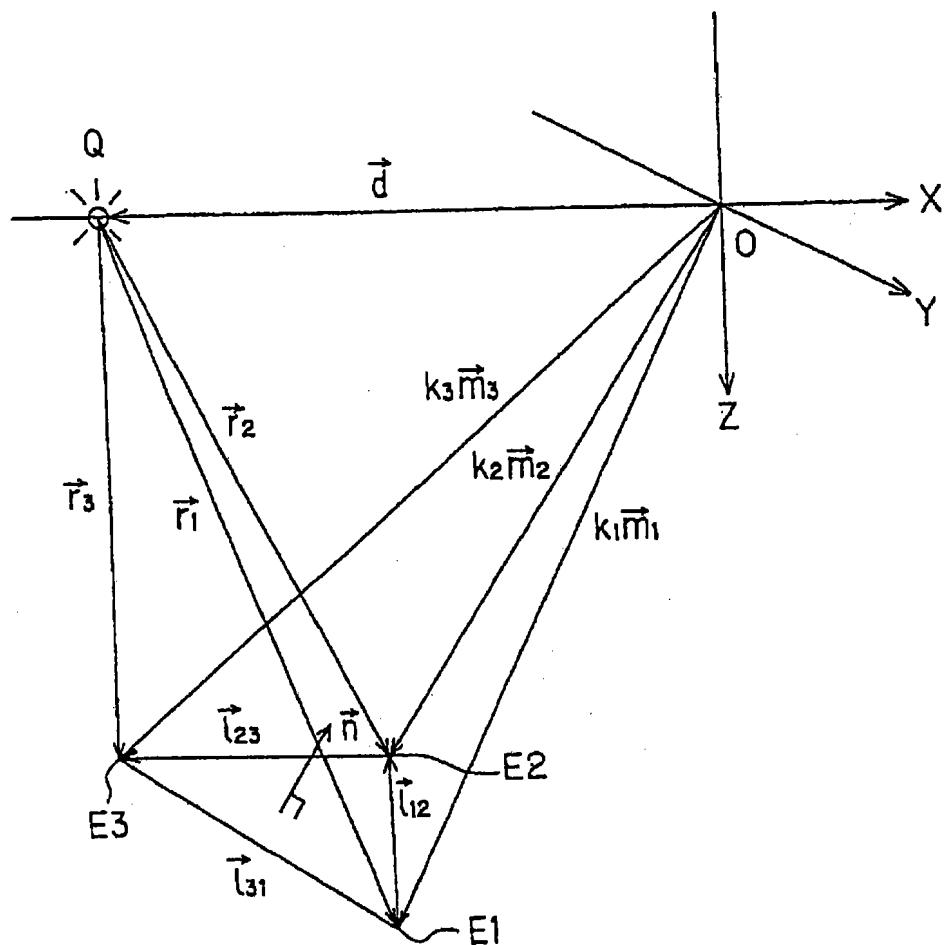


图 7

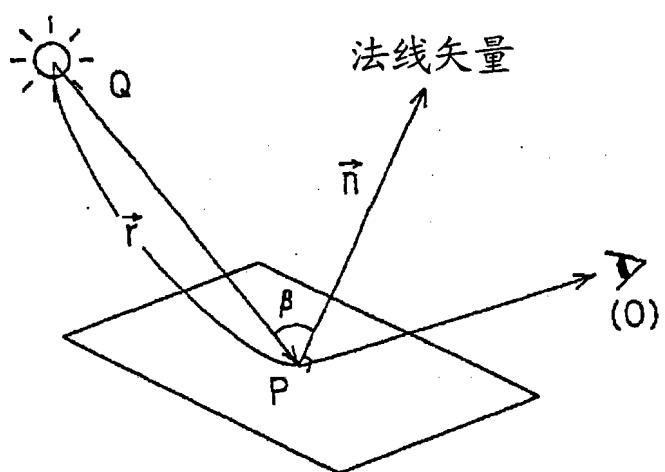


图 8A

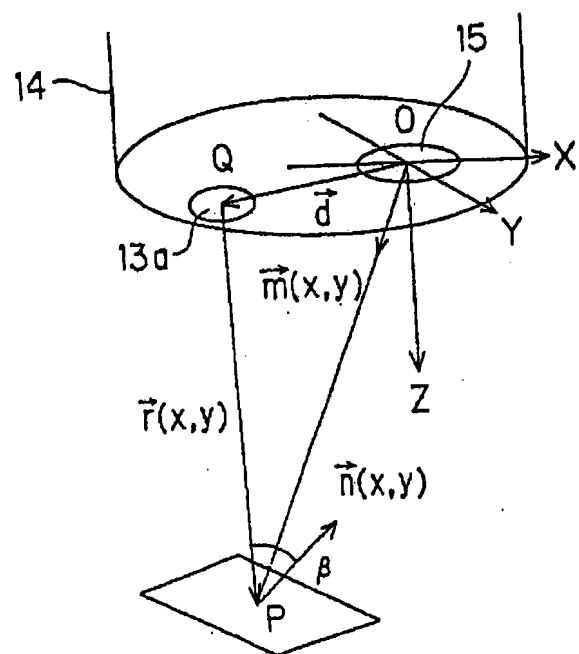


图 8B

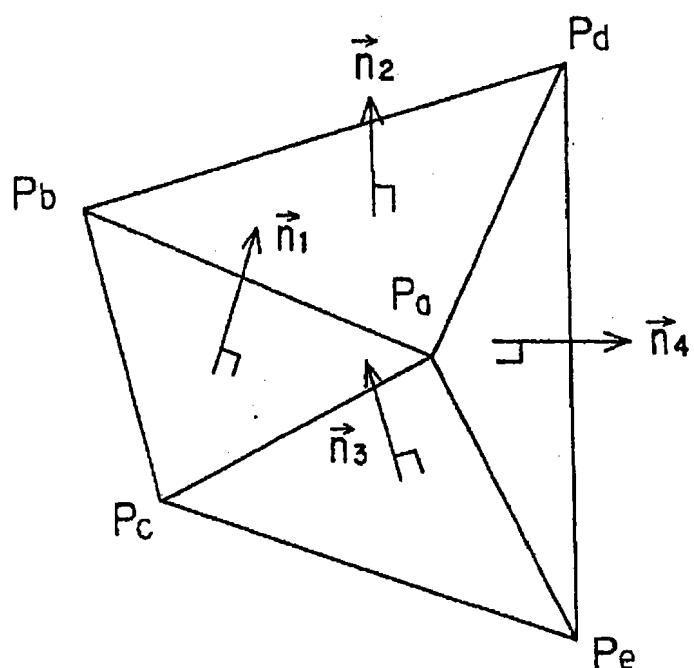


图 9

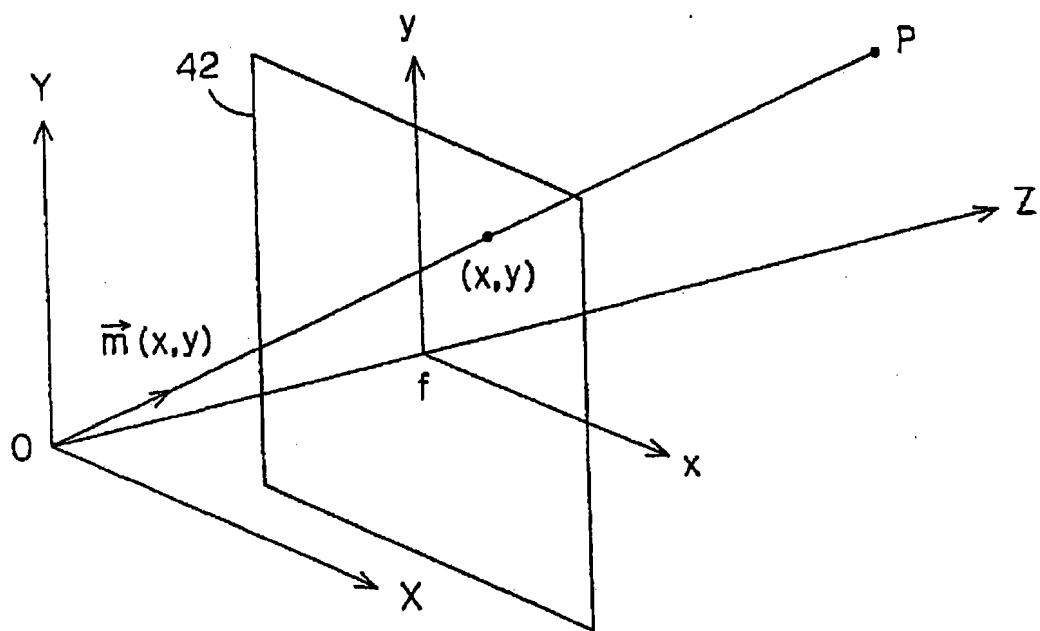


图 10

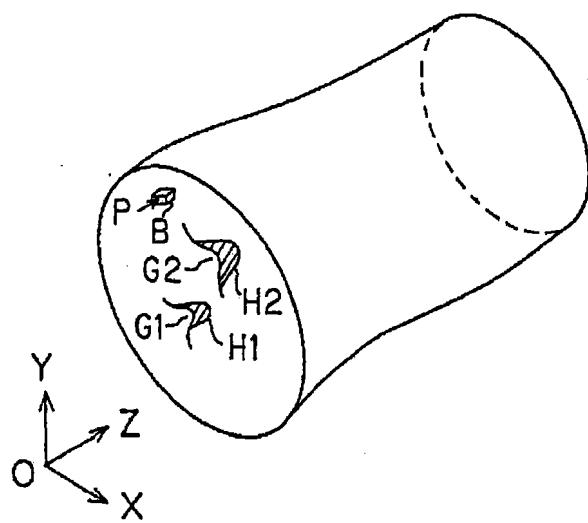


图 11

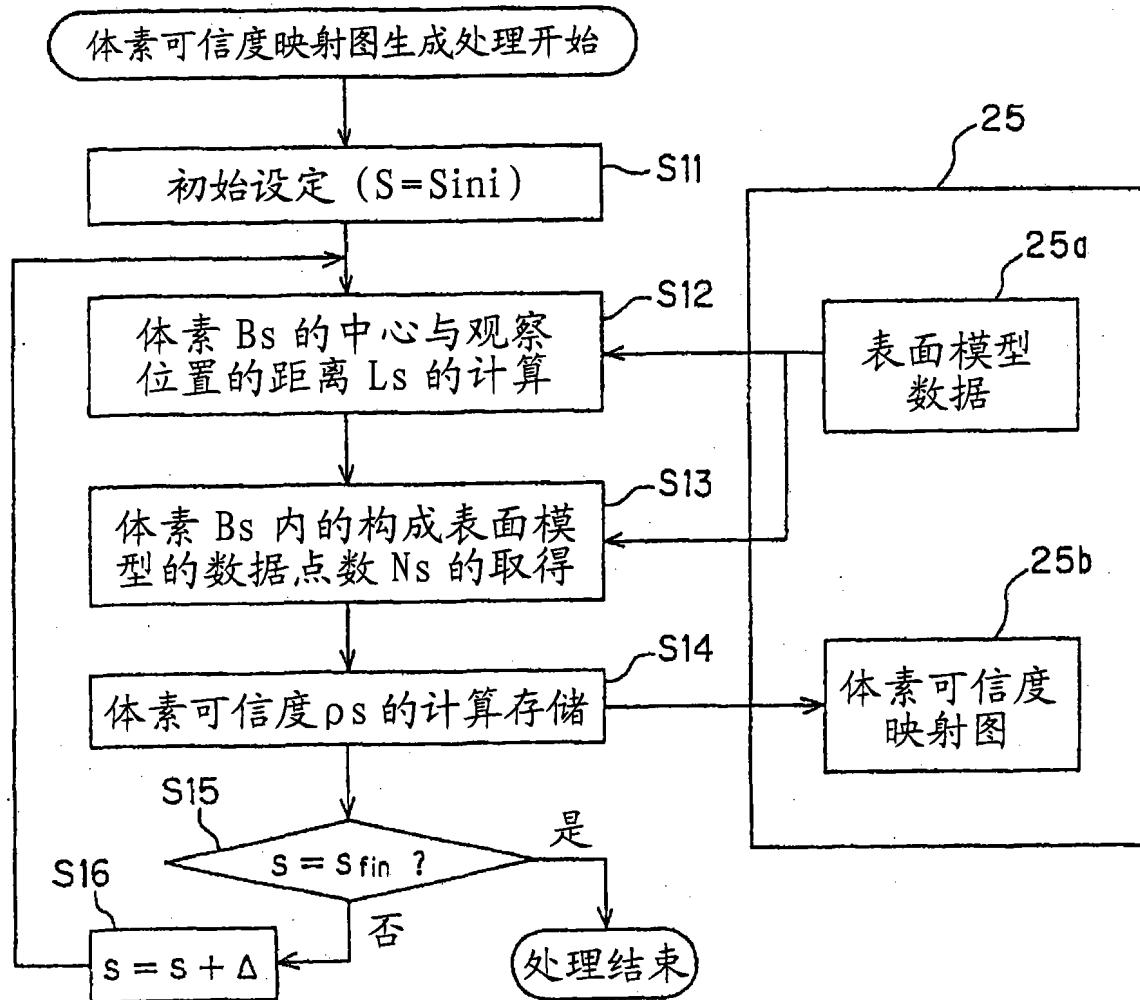


图 12

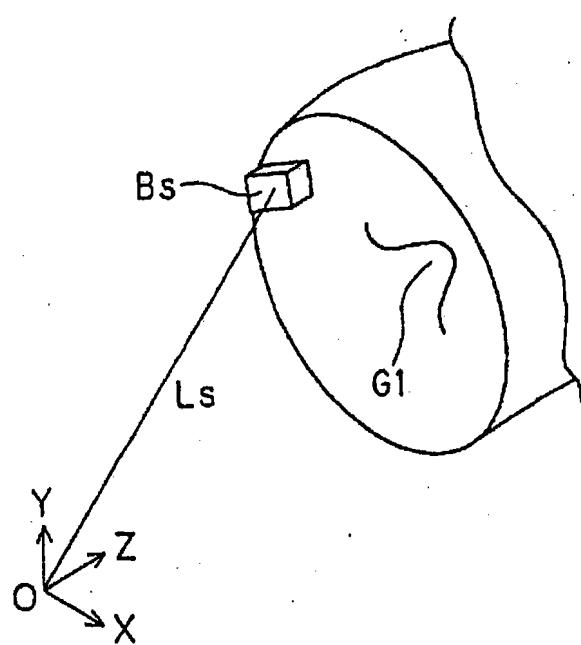


图 13

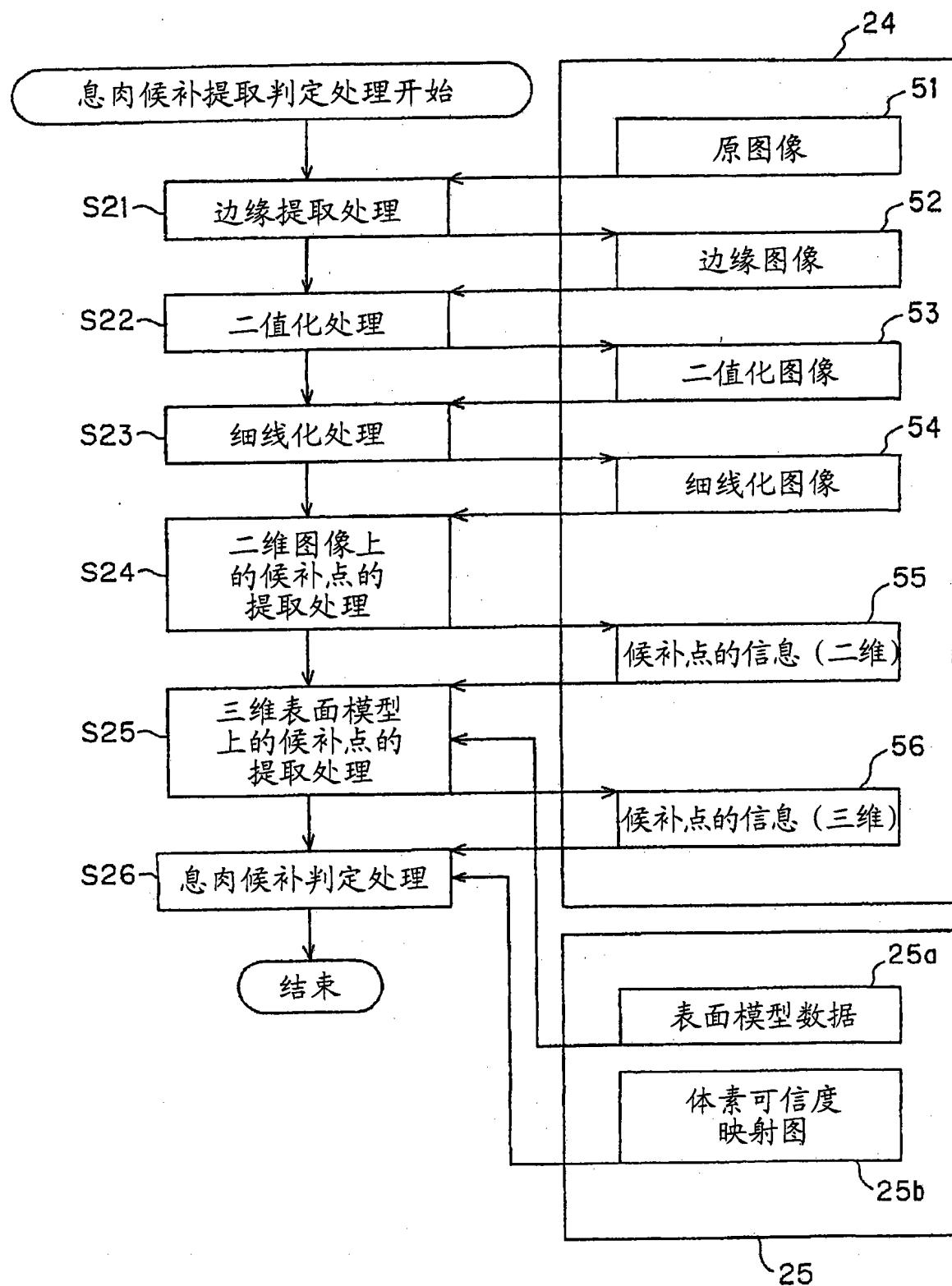


图 14

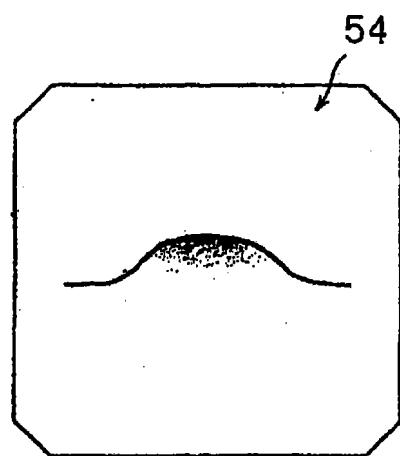


图 15A

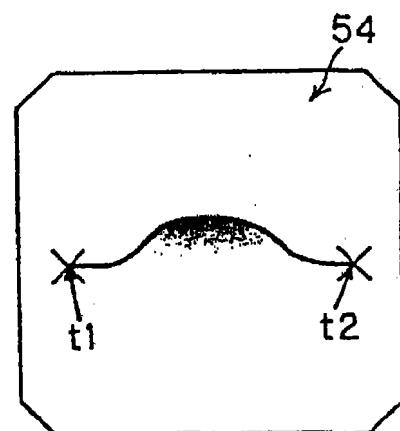


图 15B

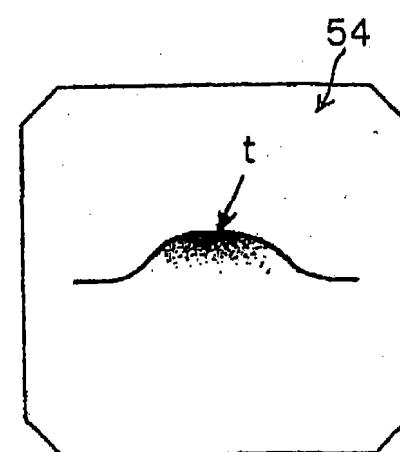


图 15C

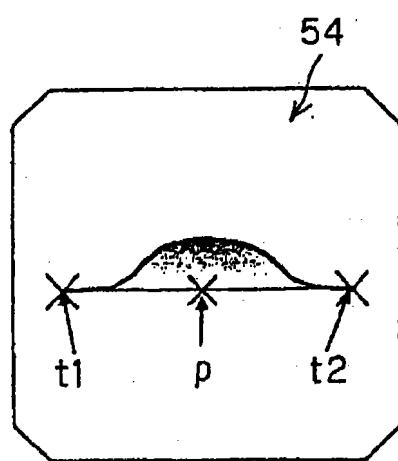


图 15D

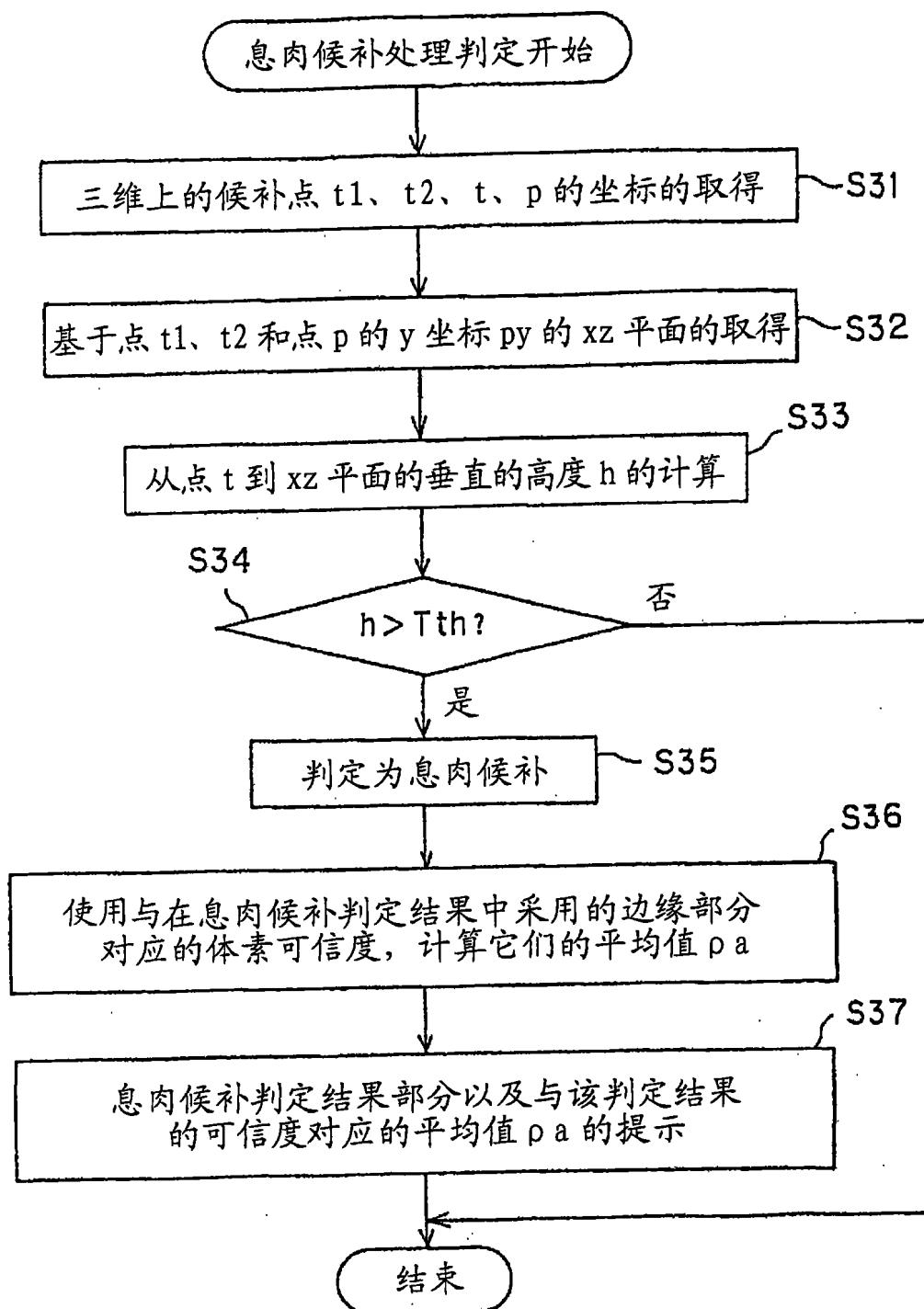


图 16

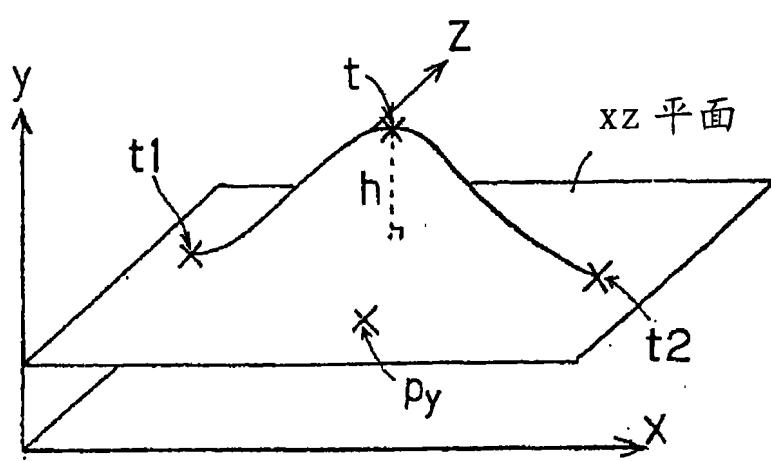


图 17

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	CN101389260A	公开(公告)日	2009-03-18
申请号	CN200780006826.7	申请日	2007-02-27
[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	田中秀树 西村博一 中村健次 井上凉子 沢美穂		
发明人	田中秀树 西村博一 中村健次 井上凉子 沢美穂		
IPC分类号	A61B1/04 G06T1/00		
CPC分类号	G06T17/00 G06T2207/10068 A61B1/05 G06T7/0012		
优先权	2006069816 2006-03-14 JP		
其他公开文献	CN101389260B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供医疗用图像处理装置和医疗用图像处理方法。在图像处理装置(3)中，根据内窥镜图像生成三维表面模型，设定小区域的体素(Bs)以包含所生成的表面模型的内面各部，计算各体素(Bs)与观察位置之间的距离(Ls)，取得体素(Bs)内的表面模型的构成数据点数(Ns)，计算各体素的可信度(ps)来生成体素可信度映射图，并将其存储在体素可信度映射图存储部(25b)内。然后，在通过图像处理使用表面模型进行病变候补检测等的情况下，使用所用的体素部分的可信度来提供针对检测结果的可信度信息。

