

[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 200780041577.5

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

G01B 21/20 (2006.01)

G01B 7/28 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 9 月 16 日

[11] 公开号 CN 101534699A

[22] 申请日 2007.7.12

[21] 申请号 200780041577.5

[30] 优先权

[32] 2006.11.13 [33] JP [31] 306974/2006

[32] 2006.11.13 [33] JP [31] 306975/2006

[32] 2006.11.30 [33] JP [31] 324901/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/063882 2007.7.12

[87] 国际公布 WO2008/059636 日 2008.5.22

[85] 进入国家阶段日期 2009.5.8

[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

[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

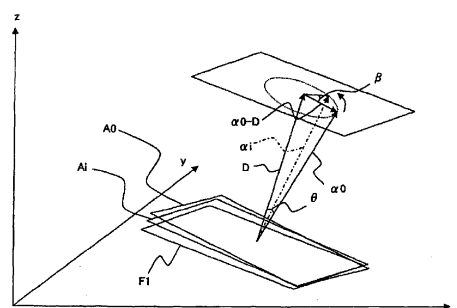
权利要求书 3 页 说明书 26 页 附图 11 页

[54] 发明名称

内窥镜插入形状分析系统和活体观测系统

[57] 摘要

本发明的内窥镜插入形状分析系统的特征在于，该内窥镜插入形状分析系统具有：插入状态取得部，其取得插入到被检体内的内窥镜的插入部中的多个部位的坐标值；插入形状检测部，其根据所述多个部位的坐标值，检测插入到所述被检体内的所述插入部中的至少一部分的插入形状；坐标平面设定部，其根据所述规定的多个部位的坐标值和所述插入形状设定多个坐标平面；插入形状投影部，其将所述插入形状投影到所述多个坐标平面各方上；以及插入形状判定部，其判定投影到所述多个坐标平面各方上的所述插入形状内是否存在规定形状。



1. 一种内窥镜插入形状分析系统，其特征在于，该内窥镜插入形状分析系统具有：

插入状态取得部，其取得插入到被检体内的内窥镜的插入部中的多个部位的坐标值；

插入形状检测部，其根据所述多个部位的坐标值，检测插入到所述被检体内的所述插入部中的至少一部分的插入形状；

坐标平面设定部，其根据所述规定的多个部位的坐标值和所述插入形状设定多个坐标平面；

插入形状投影部，其将所述插入形状投影到所述多个坐标平面各方上；以及

插入形状判定部，其判定投影到所述多个坐标平面各方上的所述插入形状内是否存在规定形状。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜插入形状分析系统，其特征在于，所述坐标平面设定部根据所述规定的多个部位的坐标值和所述插入形状，至少设定存在所述插入形状的一个坐标平面和基于该一个坐标平面的法线矢量的另一坐标平面。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜插入形状分析系统，其特征在于，所述规定形状是环形状。

4. 一种内窥镜插入形状分析系统，其特征在于，该内窥镜插入形状分析系统具有：

插入形状检测部，其根据插入到被检体内的内窥镜的插入部中的多个部位的坐标值，检测所述插入部的插入形状；

插入形状分割部，其生成与所述插入形状对应的线段，并在所述线段上设定多个分割点；以及

插入停止点估计部，其根据所述插入部的基端侧的移动速度检测对所述插入部是否进行了插入操作，并检测所述多个分割点中规定的坐标轴上的坐标值为局部极大、且伴随所述插入操作而变动的所述移动速度

的传递率不足规定阈值的一个分割点。

5. 一种内窥镜插入形状分析系统，其特征在于，该内窥镜插入形状分析系统具有：

插入形状检测部，其根据插入到被检体内的内窥镜的插入部中的多个部位的坐标值，检测所述插入部的插入形状；

插入形状分割部，其生成与所述插入形状对应的线段，并在所述线段上设定多个分割点；以及

插入停止点估计部，其根据所述插入部的基端侧的移动速度检测对所述插入部是否进行了插入操作，并检测所述多个分割点中规定的坐标轴上的坐标值为局部极大、且伴随所述插入操作而变动的局部曲率半径不足规定阈值的一个分割点。

6. 根据权利要求4所述的内窥镜插入形状分析系统，其特征在于，该内窥镜插入形状分析系统还具有告知部，该告知部进行用于将告知信息输出到显示部上的处理，该告知信息用于表示所述被检体内的大肠在所述一个分割点处伸展。

7. 根据权利要求5所述的内窥镜插入形状分析系统，其特征在于，该内窥镜插入形状分析系统还具有告知部，该告知部进行用于将告知信息输出到显示部上的处理，该告知信息用于表示所述被检体内的大肠在所述一个分割点处伸展。

8. 一种活体观测系统，其特征在于，该活体观测系统具有：

插入状态取得部，其取得包含插入到被检体内的内窥镜的插入部中的规定的多个部位的坐标值在内的信息即插入状态信息；

分析处理部，其根据所述插入状态信息，生成与所述规定的多个部位的坐标值各方对应的分析数据；

存储部，其存储所述分析数据；以及

显示控制部，其根据存储在所述存储部内的分析数据中的最新的分析数据和一个或多个过去的分析数据来计算显示期间控制值，并根据该显示期间控制值，判定是否将能支持所述插入部的插入操作的信息即插入辅助信息显示在显示部上。

9. 根据权利要求 8 所述的活体观测系统, 其特征在于, 所述一个或多个过去的分析数据是相对于所述最新的分析数据在时间上各自连续的分析数据。

10. 根据权利要求 8 所述的活体观测系统, 其特征在于, 所述分析数据是所述插入部的前端侧的规定的第 1 位置与所述插入部的基端侧的规定的第 2 位置的移动速度比。

11. 根据权利要求 8 所述的活体观测系统, 其特征在于, 所述分析数据是所述插入部的弯曲角度。

12. 根据权利要求 8 所述的活体观测系统, 其特征在于, 所述分析数据是所述插入部的插入形状的形状图形。

13. 根据权利要求 8 所述的活体观测系统, 其特征在于, 所述分析数据是所述插入部插入到所述被检体内的插入量。

内窥镜插入形状分析系统和活体观测系统

技术领域

本发明涉及内窥镜插入形状分析系统和活体观测系统，特别是涉及能取得用于辅助内窥镜的插入部的插入操作的信息的内窥镜插入形状分析系统和活体观测系统。

背景技术

内窥镜以往广泛用在医疗领域和工业领域等中。并且，内窥镜例如在医疗领域中，在对活体组织等进行观察和各种处置时使用。

特别是，在将内窥镜具有的插入部从被检者的肛门侧插入，对下部消化道进行观察和各种处置的情况下，为了将该插入部顺利地插入到弯曲的体腔内，与内窥镜一并使用可检测该插入部在体腔内的位置、弯曲状态等的内窥镜插入形状分析系统。

作为具有与所述的内窥镜插入形状检测系统大致相同功能的装置，例如有日本特开 2004—358095 号公报的内窥镜插入形状分析装置。

在日本特开 2004—358095 号公报中公开了这样的结构，即：将内窥镜的插入部中的相当于环形成候补的部分分割为 n 个，将投影到各分割点的规定平面（ $z=0$ 平面）上的三维坐标值作为 P 型傅立叶描述符进行特征量化，并通过进行该特征量和教师数据的比较，判定相当于该环形成候补的部分是否形成环形状。

并且，日本特开 2004—358095 号公报的内窥镜插入形状分析装置具有这样的功能，即：在规定期间内检测出插入到大肠内的内窥镜的前端部的移动距离是规定阈值以下、且插入到该大肠内的内窥镜的插入部的长度继续增加的情况下，判定为发生该大肠的伸展。

而且，日本特开 2004—358095 号公报的内窥镜插入形状分析装置构成为具有：形状分析单元，其对内窥镜具有的插入部的形状进行分析；

以及信息提供单元，其根据所述形状分析单元的分析结果，提供该插入部的形状相关的信息。根据这种结构，日本特开 2004—358095 号公报的内窥镜插入形状分析装置可提供涉及提高内窥镜插入性的信息。

然而，在所述的日本特开 2004—358095 号公报记载的结构中，由于根据向规定平面上的投影坐标值来判断环形状的有无，因而很可能例如由于被检体的体位变换、或者被检体的肠的长度的个人差异而使环形状的检测精度下降。

另外，一般在内窥镜的前端部到达大肠内的脾弯曲部以后的情况下，由于内窥镜的插入部的中间部按压肠道而发生大肠伸展。然而，日本特开 2004—358095 号公报的内窥镜插入形状分析装置由于不具有用于确定在内窥镜的插入部的哪个位置发生大肠伸展的结构，因而有时不能检测所述的在内窥镜的插入部的中间部发生的大肠伸展。其结果，在日本特开 2004—358095 号公报的内窥镜插入形状分析装置中，产生用户不能顺利地进行内窥镜的插入部的插入操作的课题。

并且，日本特开 2004—358095 号公报的内窥镜插入形状分析装置具有这样的结构，即：在输出例如根据内窥镜的插入部的形状来警告发生了大肠伸展的消息之后，即使在由用户进行了解除该伸展的操作的情况下，也继续显示该消息一定时间。由此，日本特开 2004—358095 号公报的内窥镜插入形状分析装置具有这样的课题，即：使进行内窥镜的插入部的操作的用户产生所提供的信息内容与实际进行的操作不同的不协调感。

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能比以往高精度地检测由内窥镜的插入部形成的环形状的内窥镜插入形状分析系统。

并且，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能比以往顺利地进行内窥镜的插入部的插入操作的内窥镜插入形状分析系统。

而且，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根据对内窥镜的插入部的操作适当来进行信息提供，由此，与以往相比，可减轻用户的不协调感的活体观测系统。

本发明中的第1方式的内窥镜插入形状分析系统的特征在于，该内窥镜插入形状分析系统具有：插入状态取得部，其取得插入到被检体内的内窥镜的插入部中的多个部位的坐标值；插入形状检测部，其根据所述多个部位的坐标值，检测插入到所述被检体内的所述插入部中的至少一部分的插入形状；坐标平面设定部，其根据所述规定的多个部位的坐标值和所述插入形状设定多个坐标平面；插入形状投影部，其将所述插入形状投影到所述多个坐标平面各方上；以及插入形状判定部，其判定投影到所述多个坐标平面各方上的所述插入形状内是否存在规定形状。

本发明中的第2方式的内窥镜插入形状分析系统的特征在于，该内窥镜插入形状分析系统具有：插入形状检测部，其根据插入到被检体内的内窥镜的插入部中的多个部位的坐标值，检测所述插入部的插入形状；插入形状分割部，其生成与所述插入形状对应的线段，并在所述线段上设定多个分割点；以及插入停止点估计部，其根据所述插入部的基端侧的移动速度检测对所述插入部是否进行了插入操作，并检测所述多个分割点中规定的坐标轴上的坐标值为局部极大、且伴随所述插入操作而变动的所述移动速度的传递率不足规定阈值的一个分割点。

本发明中的第3方式的内窥镜插入形状分析系统的特征在于，该内窥镜插入形状分析系统具有：插入形状检测部，其根据插入到被检体内的内窥镜的插入部中的多个部位的坐标值，检测所述插入部的插入形状；插入形状分割部，其生成与所述插入形状对应的线段，并在所述线段上设定多个分割点；以及插入停止点估计部，其根据所述插入部的基端侧的移动速度检测对所述插入部是否进行了插入操作，并检测所述多个分割点中规定的坐标轴上的坐标值为局部极大、且伴随所述插入操作而变动的局部曲率半径不足规定阈值的一个分割点。

本发明中的活体观测系统的特征在于，该活体观测系统具有：插入状态取得部，其取得包含插入到被检体内的内窥镜的插入部中的规定的

多个部位的坐标值在内的信息即插入状态信息；分析处理部，其根据所述插入状态信息，生成与所述规定的多个部位的坐标值各方对应的分析数据；存储部，其存储所述分析数据；以及显示控制部，其根据存储在所述存储部内的分析数据中的最新的分析数据和一个或多个过去的分析数据来计算显示期间控制值，并根据该显示期间控制值，判定是否将能支持所述插入部的插入操作的信息即插入辅助信息显示在显示部上。

附图说明

图 1 是示出具有本发明的实施方式的内窥镜插入形状分析系统的活体观测系统的要部结构的一例的图。

图 2 是示出在图 1 的内窥镜插入形状检测装置中所检测的、设在图 1 的内窥镜的插入部上的源线圈的坐标的图。

图 3A 是示出在图 1 的内窥镜插入形状检测装置中所生成的插入形状数据的概要的图。

图 3B 是示出图 3A 的帧数据各方内包含的数据和信息的概要的图。

图 3C 是示出图 3B 的线圈坐标数据内包含的三维坐标数据的概要的图。

图 4 是示出在本发明的第 1 实施方式中，在判定环形状的有无时进行的处理的一例的流程图。

图 5 是以几何形式示出图 4 的流程图的处理概要的图。

图 6 是示出在本发明的第 2 实施方式中，在检测插入停止点时进行的处理的一例的流程图。

图 7 是示出在本发明的第 2 实施方式中，在评价通过图 6 的一系列处理检测出的插入停止点时进行的处理的一例的流程图。

图 8 是示出根据图 7 的一系列处理的处理结果显示在显示器上的第 1 标志的一例的图。

图 9 是示出根据图 7 的一系列处理的处理结果显示在显示器上的第 2 标志的一例的图。

图 10 是示出在本发明的第 2 实施方式中，在评价通过图 6 的一系列

处理检测出的插入停止点时进行的处理的与图 7 不同的例子的流程图。

图 11 是示出由图 1 的图像处理装置所实现的功能块的结构等的图。

图 12 是示出在本发明的第 3 实施方式中，由具有图 11 所示的结构
的各块进行的处理流程的说明图。

图 13 是示出在本发明的第 4 实施方式中，由分析结果显示控制块进
行的处理流程的说明图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施方式。

（第 1 实施方式）

图 1 至图 5 涉及本发明的第 1 实施方式。图 1 是示出本发明的实施
方式的活体观测系统的要部结构的一例的图。图 2 是示出在图 1 的内窥
镜插入形状检测装置中所检测的、设在图 1 的内窥镜的插入部上的源线
圈的坐标的图。图 3A 是示出在图 1 的内窥镜插入形状检测装置中所生
成的插入形状数据的概要的图。图 3B 是示出图 3A 的帧数据各方内包
含的数据和信息的概要的图。图 3C 是示出图 3B 的线圈坐标数据内包
含的三维坐标数据的概要的图。图 4 是示出在第 1 实施方式中，在判
定环形状的有无时进行的处理的一例的流程图。图 5 是以几何形式示
出图 4 的流程图的概要的图。

如图 1 所示，活体观测系统 1 构成为具有：内窥镜装置 2，其能进
行使用内窥镜 6 的被检体内部的观察；内窥镜插入形状检测装置 3，其
检测插入到该被检体的内部的内窥镜 6 的插入形状，并将该插入形状
作为插入形状数据来输出；以及图像处理装置 4，其进行与从内窥镜插
入形状检测装置 3 输出的插入形状数据对应的各种处理。

内窥镜装置 2 构成为具有：内窥镜 6，其能插入到存在于被检体
内部的大肠等内，并拍摄该被检体的内部的被摄体，作为摄像信号来
输出；光源装置 7，其将用于对该被摄体进行照明的照明光提供给内
窥镜 6；视频处理器 8，其对从内窥镜 6 输出的摄像信号进行信号处
理，作为影像信号来输出；以及监视器 9，其根据从视频处理器 8 输
出的影像信号，将由

内窥镜 6 所拍摄的被摄体的像作为内窥镜观察图像来显示。

内窥镜 6 具有能插入到被检体的内部的细长的插入部 11 以及设在插入部 11 的后端的操作部 12。在插入部 11 的内部插通有导光路 13，该导光路 13 的一端侧配置在插入部 11 的前端部 14，并且另一端侧能与光源装置 7 连接。由此，从光源装置 7 提供的照明光经由导光路 13 从设在插入部 11 的前端部 14 的未作图示的照明窗出射。

另外，在插入部 11 的前端部 14 的后端侧设有构成为自由弯曲的未作图示的弯曲部。然后，所述未作图示的弯曲部可通过设在操作部 12 上的未作图示的弯曲操作旋钮等的操作进行弯曲。

在前端部 14 上，在与未作图示的照明窗相邻设置的未作图示的观察窗上安装有物镜 15。并且，在物镜 15 的成像位置上配置有由电荷耦合元件（简记为 CCD）等构成的摄像元件 16 的摄像面。

摄像元件 16 经由信号线与视频处理器 8 连接，对由物镜 15 所成像的被摄体的像进行光电转换，作为摄像信号输出到视频处理器 8。

视频处理器 8 根据从摄像元件 16 输出的摄像信号进行用于生成影像信号的信号处理。然后，视频处理器 8 将通过所述信号处理所生成的影像信号、例如 RGB 信号输出到监视器 9。然后，在监视器 9 的显示面上显示在摄像元件 16 中所拍摄的被摄体的像作为内窥镜观察图像。

另外，光源装置 7 在提供由 R（红）、G（绿）和 B（蓝）构成的面顺序照明光的情况下，将与提供各个光的期间同步的同步信号输出到视频处理器 8。此时，视频处理器 8 与从光源装置 7 输出的所述同步信号同步进行信号处理。

在内窥镜 6 的操作部 12 上，除了所述的未作图示的弯曲操作旋钮以外，还设有能进行释放指示等指示的未作图示的开关。

并且，在内窥镜 6 的插入部 11 的内部，在长度方向具有规定间隔地配置有多个源线圈 C_0 、 C_1 、 $\dots$ 、 C_{M-1} （简记为 $C_0 \sim C_{M-1}$ ）。然后，源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 根据从内窥镜插入形状检测装置 3 输出的驱动信号，在各自周围产生磁场。

然后，在源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 中所产生的磁场由内窥镜插入形状检测装

置 3 具有的内置有多个感应线圈的感应线圈单元 19 来检测。

内窥镜插入形状检测装置 3 构成为具有：感应线圈单元 19，其检测在设于内窥镜 6 上的源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 中所产生的磁场；形状处理装置 21，其根据由感应线圈单元 19 检测出的磁场的检测信号估计插入部 11 的形状（插入形状）；以及显示器 22，其显示由形状处理装置 21 估计出的插入形状。

构成插入状态取得部的一部分的感应线圈单元 19 配置在患者所躺的检查床的周边部等上，检测由源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 产生的磁场，将检测出的该磁场作为检测信号输出到形状处理装置 21。

构成插入状态取得部的一部分、且具有插入形状检测部的功能的形状处理装置 21 根据检测信号计算源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 的各位置坐标数据，并根据计算出的该位置坐标数据估计插入部 11 的插入形状。并且，形状处理装置 21 生成估计出的插入部 11 的插入形状的影像信号，并将所生成的影像信号、例如 RGB 信号输出到显示器 22 上。由此，在显示器 22 的显示画面上，对插入部 11 的插入形状进行图像显示。而且，形状处理装置 21 在进行使用内窥镜 6 的观察当中，连续生成表示插入部 11 的插入形状的三维坐标信息、以及形状显示属性等插入形状数据，经由通信端口 21a 输出到图像处理装置 4。

另外，本实施方式的形状处理装置 21 可仅将例如在释放开关被操作时的插入形状数据输出到图像处理装置 4 中。

并且，本实施方式的内窥镜插入形状检测装置 3 可将经过形状处理装置 21 的形状检测处理生成后、显示在显示器 22 上的插入形状的图像的旋转角和放大缩小率等形状显示属性通过未作图示的操作面板等中进行指示和输入来进行变更。

另外，视频处理器 8 具有未作图示的操作面板，该操作面板用于输入例如患者的姓名、出生年月日、性别、年龄、患者代码和检查日期时间等的信息即检查信息。然后，在所述未作图示的操作面板中所输入的检查信息经由通信端口 8a 也被发送到图像处理装置 4 中。

图像处理装置 4 具有：个人计算机（以下简称为 PC）25，其根据从

内窥镜插入形状检测装置 3 输出的插入形状数据和从视频处理器 8 输出的检查信息，进行用于生成能辅助或支持用户的插入部 11 的插入操作的插入辅助信息的分析处理；鼠标 26 和键盘 27，其能进行对 PC 25 的各种指示和输入；以及显示器 28，其能再现或显示通过 PC 25 的分析处理所生成的插入辅助信息等。

PC 25 具有：通信端口 25a，其取入从内窥镜插入形状检测装置 3 的形状处理装置 21 的通信端口 21a 输出的插入形状数据；通信端口 25b，其取入从所述内窥镜装置 2 的视频处理器 8 的通信端口 8a 输出的检查信息；动态图像输入板 25c，其将由视频处理器 8 所生成的动态图像的影像信号转换成规定的压缩图像数据；CPU 31，其进行各种处理和控制；处理程序存储部 32，其存储有用于 CPU 31 中的所述图像处理的处理程序；存储器 33，其暂时存储由 CPU 31 处理后的数据等；以及硬盘（以下简称为 HDD）34，其存储由 CPU 31 处理后的图像数据等。然后，PC 25 具有的各部通过总线 35 相互连接。

由视频处理器 8 所生成的动态图像的影像信号、例如 Y/C 信号被输入到图像处理装置 4 的动态图像输入板 25c。然后，动态图像输入板 25c 使用例如 MJPEG 形式等的规定压缩形式将所述动态图像的影像信号转换成压缩动态图像数据，并将该压缩动态图像数据输出到 HDD 34 等中。

另外，在通信端口 25a 中所取入的插入形状数据、以及在通信端口 25b 中所取入的检查信息例如通过输出到 HDD 34，能保存在 PC 25 内。

并且，本实施方式的内窥镜插入形状分析系统构成为具有感应线圈单元 19、形状处理装置 21 以及 CPU 31 作为要部。

这里，对内窥镜插入形状检测装置 3 在生成插入形状数据时进行的处理进行说明。

内窥镜插入形状检测装置 3 的形状处理装置 21 根据从内窥镜 6 的摄像元件 16 输出 1 帧的摄像信号的定时，生成包含内窥镜 6 的插入部 11 中内置的 M 个源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 的三维坐标的插入形状数据。并且，形状处理装置 21 将所述插入形状数据输出到图像处理装置 4，并根据所述插入形状数据生成插入部 11 的插入形状的图像，将该插入形状的图像输出

到显示器 22。

另外，第 j 帧（其中， $j=0、1、2\cdots$ ）中的从插入部 11 的前端侧开始第 i 个（其中， $i=0、1、\cdots、M-1$ ）源线圈 C_i 的三维坐标如图 2 那样表示为 (X_i^j, Y_i^j, Z_i^j) 。

如图 3A 所示，包含由该内窥镜插入形状检测装置 3 检测出的源线圈 $C_0\sim C_{M-1}$ 的坐标系的数据在内的插入形状数据构成为各帧相关的帧数据（即，第 0 帧数据、第 1 帧数据、 $\cdots$ ），并被依次发送到图像处理装置 4。然后，如图 3B 所示，作为插入状态信息的各帧数据构成为具有插入形状数据的生成时刻、显示属性、附属信息以及源线圈的三维坐标数据（线圈坐标数据）等数据。

并且，如图 3C 所示，线圈坐标数据是分别表示从插入部 11 的前端侧依次配置在基端侧（操作部 12 侧）的源线圈 $C_0\sim C_{M-1}$ 的三维坐标的数据。另外，内窥镜插入形状检测装置 3 的检测范围外的源线圈的三维坐标被设定为例如知道是检测范围外的规定的坐标值（例如 $(0, 0, 0)$ ）。

下面，对本实施方式中的活体观测系统 1 的作用进行说明。

当内窥镜 6 的插入部 11 由用户从被检体的肛门侧插入到体腔内时，由设在插入部 11 的前端部 14 上的摄像元件 16 拍摄存在于该体腔内的被摄体。由摄像元件 16 所拍摄的被摄体的像作为摄像信号被输出，由视频处理器 8 实施信号处理而转换成影像信号，之后被输出到监视器 9。由此，在监视器 9 上显示由摄像元件 16 所拍摄的被摄体的像作为内窥镜观察图像。

内窥镜插入形状检测装置 3 在感应线圈单元 19 中检测从源线圈 $C_0\sim C_{M-1}$ 各方所产生的磁场，并在形状处理装置 21 中基于根据该磁场而输出的检测信号来估计插入部 11 的插入形状。由此，在显示器 22 上显示在形状处理装置 21 中估计出的插入部 11 的插入形状。

并且，内窥镜插入形状检测装置 3 的形状处理装置 21 将包含各源线圈的位置信息的帧数据经由通信端口 21a 依次输出到图像处理装置 4 的 PC 25 具有的 CPU 31 中。

CPU 31 根据从内窥镜插入形状检测装置 3 输出的插入形状数据，进

行用于判定插入到被检体内的插入部 11 是否形成环形状的处理，即图 4 的流程图所示的处理。另外，图 5 是以几何形式示出图 4 的流程图的处理概要的图。

首先，CPU 31 根据从内窥镜插入形状检测装置 3 输出的插入形状数据具有的源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 的三维坐标数据，计算任意 2 个源线圈间的距离 L （图 4 的步骤 S1），并检测计算出的该距离 L 是否不足阈值 T 。然后，CPU 31 在检测出距离 L 是阈值 T 以上的情况下（图 4 的步骤 S2），进行后述的图 4 的步骤 S3 的处理。并且，CPU 31 在检测出距离 L 是阈值 T 以上的情况下（图 4 的步骤 S2），接下来针对全部源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 的组合，检测是否计算出 2 个源线圈间的距离 L 。另外，在本实施方式中，2 个源线圈间的距离 L 表示从一个源线圈到另一个源线圈的直线距离。

然后，CPU 31 在针对全部源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 的组合检测出计算了 2 个源线圈间的距离 L 的情况下（图 4 的步骤 S16），结束一系列处理。并且，CPU 31 在检测出有未计算 2 个源线圈间的距离 L 的源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 的组合的情况下（图 4 的步骤 S16），再次进行图 4 的步骤 S1 及以后的处理。

当在图 4 的步骤 S2 中检测出距离 L 不足阈值 T 的 2 个源线圈时，CPU 31 通过对根据在插入到被检体内的插入部 11 中的该 2 个源线圈间的插入形状而生成的线段即线段 R 进行分割，计算该线段 R 上的 N 个分割点的坐标值（图 4 的步骤 S3）。另外，所述线段 R 可以是使用由内窥镜插入形状检测装置 3 估计出的插入部 11 的插入形状的一部分而生成的线段，并且也可以是通过源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 的三维坐标数据应用 Catmull-Rom 曲线方程式而生成的线段。

之后，CPU 31 根据在图 4 的步骤 S3 的处理中所生成的 N 个分割点，设定存在线段 R 的平面 $F1$ ，并计算该平面 $F1$ 上的法线矢量 D （图 4 的步骤 S4）。

具体地说，作为坐标平面设定部的 CPU 31 通过将线段 R 上的 N 个分割点的坐标值 $(V1x, V1y, V1z)$ 、 $(V2x, V2y, V2z)$ 、 $\dots$ 、 (VNx, VNy, VNz) 分别代入一般的平面方程式，将下述算式（1）设定为平面

F1 的方程式。

$$(1 \ 1 \ \dots \ 1) = (a \ b \ c) \begin{pmatrix} V1x & V2x & \dots & VNx \\ V1y & V2y & \dots & VNy \\ V1z & V2z & \dots & VNz \end{pmatrix} \dots \dots (1)$$

$$A = \begin{pmatrix} V1x & V2x & \dots & VNx \\ V1y & V2y & \dots & VNy \\ V1z & V2z & \dots & VNz \end{pmatrix} \dots \dots (2)$$

另外，算式 (1) 中的左边矩阵是由 N 行 1 列构成的矩阵。并且，算式 (2) 中的矩阵 A 是与算式 (1) 的右边第 2 个矩阵相同的矩阵，是由 N 行 3 列构成的矩阵。

然后，CPU 31 通过上述算式 (2) 的矩阵 A 的伪逆矩阵 A^+ 的计算、以及上述算式 (1) 中的 LU 分解的应用，计算法线矢量 D (a, b, c) 的值。

然后，CPU 31 计算使法线矢量 D (a, b, c) 相对于平面 F1 倾斜角度 θ (例如 10 度) 后的矢量 α_0 (图 4 的步骤 S5)，并计算以该矢量 α_0 作为法线矢量的平面 A0 (图 4 的步骤 S6)。

然后，CPU 31 将变量 i (i=1, 2, ..., d) 设定为 1 (图 4 的步骤 S7) 后，计算在平行于平面 F1 且存在矢量 ($\alpha_0 - N$) 的平面上使矢量 α_{i-1} 旋转规定角度 β (例如 45 度) 后的矢量 α_i (图 4 的步骤 S8)，并计算以该矢量 α_i 作为法线矢量的平面 A_i (图 4 的步骤 S9)。

然后，作为坐标平面设定部的 CPU 31 重复进行所述的图 4 的步骤 S8 和步骤 S9 的处理，直到变量 i=d，即，直到计算出具有矢量 α_1 至 α_d 各方作为法线矢量的平面 $A_1 \sim A_d$ 为止 (图 4 的步骤 S10)。

作为插入形状投影部的 CPU 31 将线段 R 具有的各三维坐标值投影到使通过图 4 的步骤 S3 和步骤 S4 的处理计算出的平面 F1、通过图 4 的步骤 S5 和步骤 S6 的处理计算出的平面 A0、以及通过重复图 4 的步骤 S7 到步骤 S10 的处理计算出的平面 $A_1 \sim A_d$ 合并后的 (d+2) 个平面的各方上 (图 4 的步骤 S11)。

之后,作为插入形状判定部的 CPU 31 根据投影到 $(d+2)$ 个平面各方上的线段 R 的各三维坐标值,进行该 $(d+2)$ 个平面各方上的环形状的判定处理(图 4 的步骤 S12)。具体地说,CPU 31 例如根据投影到 $(d+2)$ 个平面各方上的线段 R 的各三维坐标值,计算基于 P 型傅立叶描述符的功率频谱,并将计算出的该功率频谱与预先写入在 HDD 34 等内的与一个或多个环形状的图形数据(教师数据)对应的规定的一个或多个功率频谱进行比较,在满足规定条件的情况下,判定为线段 R 形成环形状。另外,所述的使用 P 型傅立叶描述符和功率频谱来判定一个线段是否形成环形状的方法由于在日本特开 2004-358095 号公报中作了记载,因而这里省略详细说明。

作为插入形状判定部的 CPU 31 在根据图 4 的步骤 S12 中的环判定,在 $(d+2)$ 个平面中的任一平面上未检测出环形状的存在(图 4 的步骤 S13)的情况下,判定为线段 R 未形成环形状(图 4 的步骤 S14),在与之前的处理对象的 2 个源线圈的组合不同的另外 2 个源线圈的组合中,再次进行图 4 的步骤 S1 及以后的处理。并且,作为插入形状判定部的 CPU 31 在根据图 4 的步骤 S12 中的环判定,在 $(d+2)$ 个平面中的全部平面上检测出环形状的存在(图 4 的步骤 S13)的情况下,判定为线段 R 形成环形状(图 4 的步骤 S15),结束一系列处理。

如以上所述,具有本实施方式的内窥镜插入形状分析系统的活体观测系统 1 具有这样的结构,即:将投影有插入部 11 的插入形状的坐标平面设定在与该插入形状对应的多个坐标平面内,同时能判定该插入形状是否形成环形状。其结果,具有本实施方式的内窥镜插入形状分析系统的活体观测系统 1 与以往相比,可高精度地检测由内窥镜 6 的插入部 11 形成的环形状。

(第 2 实施方式)

图 6 至图 10 涉及本发明的第 2 实施方式。图 6 是示出在本发明的第 2 实施方式中,在检测插入停止点时进行的处理的一例的流程图。并且,图 7 是示出在本发明的第 2 实施方式中,在评价通过图 6 的一系列处理检测出的插入停止点时进行的处理的一例的流程图。图 8 是示出根据图 7

的一系列处理的处理结果显示在显示器上的第 1 标志的一例的图。图 9 是示出根据图 7 的一系列处理的处理结果显示在显示器上的第 2 标志的一例的图。图 10 是示出在本发明的第 2 实施方式中,在评价通过图 6 的一系列处理检测出的插入停止点时进行的处理的与图 7 不同的例子的流程图。

另外,第 2 实施方式的活体观测系统具有与在第 1 实施方式中所说明的活体观测系统 1 大致相同的结构。因此,在本实施方式中,省略关于具有与第 1 实施方式的活体观测系统 1 相同的结构或作用的部分的说明,并主要进行关于具有与第 1 实施方式的活体观测系统 1 不同的结构或作用的部分的说明。并且,本实施方式的内窥镜插入形状分析系统构成成为具有形状处理装置 21 和 CPU 31 作为要部。

下面,对本实施方式中的活体观测系统 1 的作用进行说明。

当内窥镜 6 的插入部 11 由用户从被检体的肛门侧插入到体腔内时,由设在插入部 11 的前端部 14 上的摄像元件 16 拍摄存在于该体腔内的被摄体。由摄像元件 16 所拍摄的被摄体的像作为摄像信号被输出,由视频处理器 8 实施信号处理而转换成影像信号,之后被输出到监视器 9。由此,在监视器 9 上显示由摄像元件 16 所拍摄的被摄体的像作为内窥镜观察图像。

内窥镜插入形状检测装置 3 在感应线圈单元 19 中检测从源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 各方所产生的磁场,并在形状处理装置 21 中基于根据该磁场而输出的检测信号来估计插入部 11 的插入形状。由此,在显示器 22 上显示在形状处理装置 21 中估计出的插入部 11 的插入形状。

并且,内窥镜插入形状检测装置 3 的形状处理装置 21 将包含各源线圈的位置信息的帧数据经由通信端口 21a 依次输出到图像处理装置 4 的 PC 25 具有的 CPU 31。

CPU 31 根据从内窥镜插入形状检测装置 3 依次输出的帧数据,进行用于检测插入到被检体内的插入部 11 中使用户进行的插入部 11 的插入操作停止的要因所存在的部位即插入停止点的处理,即图 6 的流程图所示的插入停止点检测处理。

首先,作为插入形状分割部的 CPU 31 通过对从内窥镜插入形状检测装置 3 依次输出的帧数据具有的线圈坐标数据应用例如 Catmull—Rom 曲线方程式,计算由从配置在插入到被检体内的插入部 11 中最前端侧的源线圈(源线圈 C_0)到配置在插入到被检体内的插入部 11 中最基端侧的源线圈的各源线圈形成的与插入部 11 的插入状态对应的线段,并对该线段进行分割(图 6 的步骤 S101)。另外, CPU 31 在所述的图 6 的步骤 S101 的处理中,使用例如 n 个分割点 $D_1 \sim D_n$ 对与插入部 11 的插入状态对应的线段进行分割。并且,在本实施方式中,各分割点是从前端侧到基端侧被设定为 D_1 、 D_2 、 $\dots$ 、 D_{n-1} 、 D_n 的分割点。并且,各分割点是等间隔地进行分割设定以使相邻的分割点间的距离为规定值 d 的分割点。

并且, CPU 31 根据从过去的帧数据求出的分割点坐标值与从当前的帧数据求出的分割点坐标值的差值,计算 n 个分割点 $D_1 \sim D_n$ 的移动速度 $V_1 \sim V_n$ 。然后, CPU 31 根据 Catmull—Rom 曲线的一次微分值计算 n 个分割点 $D_1 \sim D_n$ 的插入轴方向,并通过将移动速度 $V_1 \sim V_n$ 朝 n 个分割点 $D_1 \sim D_n$ 的插入轴方向投影,计算 n 个分割点 $D_1 \sim D_n$ 的插入轴方向的移动速度 $V_{a1} \sim V_{an}$ 。

然后, CPU 31 通过进行所述的运算来取得分割点 $D_1 \sim D_n$ 中存在于插入到被检体内的插入部 11 中的基端侧的第 n 个分割点 D_n 的插入轴方向的移动速度 V_{an} (图 6 的步骤 S102),之后进一步检测该移动速度 V_{an} 是否大于阈值 $T1$ ($T1 > 0$)。然后, CPU 31 在检测出移动速度 V_{an} 大于阈值 $T1$ 的情况下(图 6 的步骤 S103),判定为对插入部 11 进行了插入操作,继续进行后述的图 6 的步骤 S104 的处理。并且, CPU 31 在检测出移动速度 V_{an} 是阈值 $T1$ 以下的情况下(图 6 的步骤 S103),判定为对插入部 11 未进行插入操作,结束图 6 所示的插入停止点检测处理。

另外,在本实施方式中,第 n 个分割点 D_n 的插入轴方向的移动速度 V_{an} 是恒定的,与时间无关。

CPU 31 在图 6 的步骤 S103 的处理中检测出移动速度 V_{an} 大于阈值 $T1$ 后,将在前端部 14 侧与分割点 D_n 相邻的分割点 D_{n-1} 设定为分割点 D_i (图 6 的步骤 S104)。

然后, CPU 31 读入例如存储在视频处理器 8、存储器 33 以及 HDD 34 中的至少任一方内的内窥镜 6 的机型信息, 并根据该机型信息检测在图 6 的步骤 S104 的处理中所设定的分割点 D_t 是否存在于插入部 11 的(未作图示)的弯曲部上。然后, CPU 31 在检测出分割点 D_t 存在于插入部 11 的(未作图示)的弯曲部上的情况下(图 6 的步骤 S105), 判定为分割点 D_t 位于通过用户的操作能弯曲的位置, 结束图 6 所示的插入停止点检测处理。并且, CPU 31 在检测出分割点 D_t 不存在于插入部 11 的(未作图示)的弯曲部的情况下(图 6 的步骤 S105), 继续进行图 6 的步骤 S106 的处理。

当在图 6 的步骤 S105 的处理中检测出分割点 D_t 不存在于插入部 11 的(未作图示)的弯曲部上时, 之后, CPU 31 进一步取得分割点 D_t 的插入轴方向的移动速度 V_{at} (图 6 的步骤 S106), 检测该移动速度 V_{at} 是否不足阈值 T2。然后, CPU 31 在检测出移动速度 V_{at} 不足阈值 T2 的情况下(图 6 的步骤 S107), 判定为有可能在分割点 D_t 存在使用户进行的插入部 11 的插入操作停止的要因, 继续进行后述的图 6 的步骤 S109 的处理。并且, CPU 31 在检测出移动速度 V_{at} 是阈值 T2 以上的情况下(图 6 的步骤 S107), 设定在前端部 14 侧与分割点 D_t 相邻的分割点 D_{t-1} (图 6 的步骤 S108), 并对该分割点 D_{t-1} 再次进行图 6 的步骤 S105 到步骤 S107 的处理。

CPU 31 在图 6 的步骤 S107 的处理中检测出移动速度 V_{at} 不足阈值 T2 后, 将在前端部 14 侧与分割点 D_t 相邻的分割点 D_{t-1} 设定为分割点 D_k (图 6 的步骤 S109)。

然后, CPU 31 根据所述的内窥镜 6 的机型信息, 检测在图 6 的步骤 S109 的处理中所设定的分割点 D_k 是否存在于插入部 11 的(未作图示)的弯曲部上。然后, CPU 31 在检测出分割点 D_k 存在于插入部 11 的(未作图示)的弯曲部上的情况下(图 6 的步骤 S110), 判定为分割点 D_k 位于通过用户的操作能弯曲的位置, 结束图 6 所示的插入停止点检测处理。并且, CPU 31 在检测出分割点 D_k 不存在于插入部 11 的(未作图示)的弯曲部上的情况下(图 6 的步骤 S110), 继续进行图 6 的步骤 S111 的处

理。

当在图 6 的步骤 S110 的处理中检测出分割点 D_k 不存在于插入部 11 的（未作图示）的弯曲部上时，之后，作为插入停止点估计部的 CPU 31 进一步检测分割点 D_k 的 y 坐标是否取极大值（图 6 的步骤 S111）。另外，本实施方式中的 y 轴被设定为从体腔内近前侧（例如肛门侧）到内侧（例如胃侧）的坐标轴。

具体地说，CPU 31 将分割点 D_{k-2} 、 D_{k-1} 、 D_k 、 D_{k+1} 和 D_{k+2} 的位于分割点 D_k 附近的这 5 个分割点的 y 坐标的值分别进行比较，在检测出该 5 个分割点的 y 坐标中的分割点 D_k 的 y 坐标值是最大值的情况下，判定为分割点 D_k 的 y 坐标取极大值。

CPU 31 在判定为分割点 D_k 的 y 坐标取极大值的情况下（图 6 的步骤 S111），判定为在分割点 D_k 存在使用户进行的插入部 11 的插入操作停止的要因，将该分割点 D_k 检测为插入停止点（图 6 的步骤 S113），之后结束图 6 所示的插入停止点检测处理。并且，CPU 31 在判定为分割点 D_k 的 y 坐标未取极大值的情况下（图 6 的步骤 S111），设定在前端部 14 侧与分割点 D_k 相邻的分割点 D_{k-1} （图 6 的步骤 S112），并对该分割点 D_{k-1} 再次进行图 6 的步骤 S110 和步骤 S111 的处理。

之后，CPU 31 根据与在图 6 的插入停止点检测处理中使用的帧数据相比在时序上存在于后面（例如从 1 起后数帧）的其他帧数据，进行用于执行对通过图 6 的插入停止点检测处理检测出的插入停止点 D_k 的评价的处理，即图 7 的流程图所示的插入停止点评价处理。

CPU 31 根据所述其他帧数据，取得存在于插入到被检体内的插入部 11 中的基端侧的第 n 个分割点 D_n 的插入轴方向的移动速度 V_{an} （图 7 的步骤 S121），并取得插入停止点 D_k 的插入轴方向的移动速度 V_{ak} （图 7 的步骤 S122）。

并且，CPU 31 根据所述其他帧数据取得插入停止点 D_k 的移动速度 V_k ，并使用下述算式（3）来计算插入停止点 D_k 的垂直于插入轴方向的方向的移动速度 V_{rk} （图 7 的步骤 S123）。

$$V_{rk} = \sqrt{V_k^2 - V_{ak}^2} \quad \dots (3)$$

之后, CPU 31 检测移动速度 V_{an} 是否大于阈值 T1。然后, CPU 31 在检测出移动速度 V_{an} 大于阈值 T1 的情况下(图 7 的步骤 S124), 判定为对插入部 11 进行了插入操作, 继续进行后述的图 7 的步骤 S125 的处理。并且, CPU 31 在检测出移动速度 V_{an} 是阈值 T1 以下的情况下(图 7 的步骤 S124), 判定为是未进行插入部 11 的操作的状态、或者对插入部 11 进行了拔出操作的状态的任一状态, 结束图 7 的一系列处理。

然后, 作为插入停止点估计部的 CPU 31 检测移动速度 V_{ak} 相对于移动速度 V_{an} 的比例、即 V_{ak}/V_{an} 的值是否不足阈值 T3。然后, CPU 31 在检测出表示在插入部 11 被插入时的移动速度 V_{an} 的传递率的值即 V_{ak}/V_{an} 的值不足阈值 T3 的情况下(图 7 的步骤 S125), 为了进行对插入停止点 D_k 的评价, 继续进行后述的图 7 的步骤 S126 的处理。并且, CPU 31 在检测出 V_{ak}/V_{an} 的值是阈值 T3 以上的情况下(图 7 的步骤 S125), 判定为消除了插入停止点 D_k 处的大肠伸展, 结束图 7 的一系列处理。

CPU 31 检测移动速度 V_{rk} 相对于移动速度 V_{an} 的比例、即 V_{rk}/V_{an} 的值是否不足阈值 T4。然后, 作为告知部的 CPU 31 在检测出 V_{rk}/V_{an} 的值不足阈值 T4 的情况下(图 7 的步骤 S126), 判定为在插入停止点 D_k 处发生大肠伸展, 并进行这样的控制, 即: 使作为表示该插入停止点 D_k 的位置的告知信息的第 1 标志处于例如图 8 所示的状态, 即在使该第 1 标志与插入部 11 的插入形状重叠的同时使其显示在显示器 28 上(图 7 的步骤 S127), 之后结束图 7 的一系列处理。并且, 作为告知部的 CPU 31 在检测出 V_{rk}/V_{an} 的值是阈值 T4 以上的情况下(图 7 的步骤 S126), 判定为是在插入停止点 D_k 处大肠即将伸展前的状态, 并进行这样的控制, 即: 使作为表示该插入停止点 D_k 的位置的告知信息的第 2 标志处于例如图 9 所示的状态, 即在使该第 2 标志与插入部 11 的插入形状重叠的同时使其显示在显示器 28 上(图 7 的步骤 S128), 之后结束图 7 的一系列处理。

另外, CPU 31 在图 6 的步骤 S103、图 7 的步骤 S124 以及图 7 的步骤 S125 的各处理中, 判定为是未进行插入部 11 的操作的状态、对插入部 11 进行了拔出操作的状态、以及消除了在插入停止点 D_k 处的大肠伸展的状态中的任一状态的情况下, 一并进行使显示在显示器 28 上的各标

志为非显示的处理。

并且, CPU 31 为了表示由于发生大肠伸展而对患者施加了大的负荷, 例如如图 8 和图 9 所示, 将表示由于插入部 11 而发生大肠伸展的位置的第 1 标志的形状和(或)尺寸在显示器 28 上显示成比表示由于插入部 11 而即将发生大肠伸张前的位置的第 2 标志的形状和(或)尺寸显著。

而且, 本实施方式的图 6 所示的插入停止点检测处理、以及图 7 所示的插入停止点评价处理不限于按该顺序进行, 也可以按相反顺序进行。

如以上所述, 具有本实施方式的内窥镜插入形状分析系统的活体观测系统 1 通过进行图 6 和图 7 所示的各处理, 可检测发生大肠伸展的位置并呈现给用户, 其结果, 与以往相比, 可顺利地进行内窥镜 6 的插入部 11 的插入操作。

另外, CPU 31 不限于根据插入停止点 D_k 处的垂直于插入轴方向的方向的移动速度 V_{rk} 来检测由于插入部 11 而发生大肠伸展的位置, 可以根据例如该插入停止点 D_k 处的局部曲率半径来检测由于插入部 11 而发生大肠伸展的位置。在该情况下, CPU 31 根据与在图 6 的插入停止点检测处理中使用的帧数据相比在时序上存在于后面(例如从 1 起后数帧)的其他帧数据, 进行用于执行对通过图 6 的插入停止点检测处理检测出的插入停止点 D_k 的评价的处理, 即图 10 的流程图所示的插入停止点评价处理(取代图 7 的插入停止点评价处理)。

这里, 对图 10 的插入停止点评价处理的详情进行说明。

CPU 31 根据所述其他帧数据, 取得存在于插入到被检体内的插入部 11 中的基端侧的第 n 个分割点 D_n 的插入轴方向的移动速度 V_{an} (图 10 的步骤 S131), 并计算插入停止点 D_k 处的局部曲率半径 R_k (图 10 的步骤 S132)。另外, 插入停止点 D_k 处的局部曲率半径 R_k 可通过例如使用 Catmull-Rom 曲线方程式的一次微分值和二次微分值来计算。

之后, CPU 31 检测移动速度 V_{an} 是否大于阈值 $T1$ 。然后, CPU 31 在检测出移动速度 V_{an} 大于阈值 $T1$ 的情况下(图 10 的步骤 S133), 判定为对插入部 11 进行了插入操作, 继续进行后述的图 10 的步骤 S134 的处理。并且, CPU 31 在检测出移动速度 V_{an} 是阈值 $T1$ 以下的情况下(图

10 的步骤 S133), 判定为是未进行插入部 11 的操作的状态、或者对插入部 11 进行了拔出操作的状态的任一状态, 结束图 10 的一系列处理。

然后, CPU 31 检测插入停止点 D_k 处的局部曲率半径 R_k 是否不足阈值 $T5$ 。然后, CPU 31 在检测出插入停止点 D_k 处的局部曲率半径 R_k 不足阈值 $T5$ 的情况下(图 10 的步骤 S134), 继续进行后述的图 10 的步骤 S135 的处理。并且, CPU 31 在检测出插入停止点 D_k 处的局部曲率半径 R_k 是阈值 $T5$ 以上的情况下(图 10 的步骤 S134), 判定为消除了在插入停止点 D_k 处的大肠伸展, 结束图 10 的一系列处理。

之后, 作为告知部的 CPU 31 检测插入停止点 D_k 处的局部曲率半径 R_k 是否不足阈值 $T6$ ($T6 < T5$)。然后, CPU 31 在检测出插入停止点 D_k 处的局部曲率半径 R_k 不足阈值 $T6$ 的情况下(图 10 的步骤 S135), 判定为在插入停止点 D_k 处发生大肠伸展, 并进行将作为表示该插入停止点 D_k 的位置的告知信息的第 1 标志显示在显示器 28 上的控制(图 10 的步骤 S136), 之后结束图 10 的一系列处理。并且, 作为告知部的 CPU 31 在检测出插入停止点 D_k 处的局部曲率半径 R_k 是阈值 $T6$ 以上的情况下(图 10 的步骤 S135), 判定为是在插入停止点 D_k 处大肠即将伸展前的状态, 并进行将作为表示该插入停止点 D_k 的位置的告知信息的第 2 标志显示在显示器 28 上的控制(图 10 的步骤 S1037), 之后结束图 10 的一系列处理。

另外, CPU 31 在图 10 的步骤 S133 和图 10 的步骤 S134 的各处理中, 判定为是未进行插入部 11 的操作的状态、对插入部 11 进行了拔出操作的状态、以及消除了在插入停止点 D_k 处的大肠伸展的状态中的任一状态的情况下, 一并进行使显示在显示器 28 上的各标志为非显示的处理。

并且, CPU 31 为了表示由于发生大肠伸展而对患者施加了大的负荷, 例如如图 8 所示, 将表示由于插入部 11 而发生大肠伸展的位置的第 1 标志的形状和(或)尺寸在显示器 28 上显示成比表示由于插入部 11 而即将发生大肠伸张前的位置的第 2 标志的形状和(或)尺寸显著。

而且, 本实施方式的图 6 所示的插入停止点检测处理、以及图 10 所示的插入停止点评价处理不限于按该顺序进行, 也可以按相反顺序进行。

如以上所述, 具有本实施方式的内窥镜插入形状分析系统的活体观

测系统 1 通过进行图 6 和图 10 所示的各处理,可检测发生大肠伸展的位置并呈现给用户,其结果,与以往相比,可顺利地进行内窥镜 6 的插入部 11 的插入操作。

另外,所述的第 1 标志和第 2 标志不限于使用图形的标志,也可以是例如使用能向用户告知大肠伸展的文字串或图表等的标志。并且,所述的第 1 标志和第 2 标志可以构成为伴随大肠的伸展状态而使显示状态阶段性地变化。

并且,本实施方式的 CPU 31 不限于进行图 7 和图 10 所示的插入停止点评价处理中的仅任一方,为了实现大肠伸展检测精度的提高,也可以是例如通过并行处理同时进行双方的插入停止点评价处理,根据该并行处理的结果评价发生大肠伸展的位置。

(第 3 实施方式)

图 11 至图 12 涉及本发明的第 3 实施方式。图 11 是示出由图 1 的图像处理装置实现的功能块的结构等的图。图 12 是示出在本发明的第 3 实施方式中,由具有图 11 所示的结构各块进行的处理流程的说明图。

另外,第 3 实施方式的活体观测系统具有与在第 1 实施方式和第 2 实施方式中所说明的活体观测系统 1 大致相同的结构。因此,在本实施方式中,省略关于具有与第 1 实施方式和第 2 实施方式的活体观测系统 1 相同的结构或作用的部分的说明,并主要进行关于具有与第 1 实施方式和第 2 实施方式的活体观测系统 1 不同的结构或作用的部分的说明。并且,本实施方式 and 后述的第 4 实施方式中的插入状态取得部构成为具有感应线圈单元 19 和形状处理装置 21。

在本实施方式 and 后述的第 4 实施方式中,图像处理装置 4 的 CPU 31 伴随使用内窥镜装置 2 的观察,进行基于存储在处理程序存储部 32 内的处理程序的处理。

如图 11 所示,由 CPU 31 执行的所述处理程序构成为具有:帧数据取得块 41,其取得帧数据并存储在存储器 33 内;分析处理块 42,其对存储在作为存储部的存储器 33 内的帧数据进行分析处理,将分析数据 33b 存储在存储器 33 内;以及分析结果显示控制块 43,其进行分析结果的显

示, 并控制与由多个分析数据 33b 构成的插入形状分析信息 33c 对应的插入辅助信息的显示 (或显示特性)。

并且, 如图 11 所示, 帧数据取得块 41 和分析处理块 42 呈环状重复进行处理。

如图 11 所示, 帧数据取得块 41 将从内窥镜插入形状检测装置 3 发送的帧数据存储于存储器 33 内, 并且还存储于 (图 1 所示) 的 HDD 34 内。

作为分析处理部的分析处理块 42 使用存储器 33 的帧数据 33a 来计算在各源线圈位置插入部 11 所朝的方向、以及前一帧的源线圈的移动量等用于调查插入部 11 的 (对插入操作的) 响应动作状态的数据。然后, 该分析处理块 42 将计算出的数据作为分析数据 33b 依次存储于存储器 33 内。

另一方面, 分析结果显示控制块 43 是独立于所述的帧数据取得块 41 和分析处理块 42 的环处理的、按照一定期间重复执行的处理块。

作为显示控制部的分析结果显示控制块 43 取得存储于存储器 33 内的分析数据 33b 作为插入形状分析信息 33c, 并根据该插入形状分析信息 33c 计算配置在内窥镜 6 的插入部 11 的最前端侧的源线圈 C_0 的移动速度和配置在内窥镜 6 的插入部 11 的最基端侧的源线圈 C_{M-1} 的移动速度的速度比等。然后, 分析结果显示控制块 43 根据所述计算结果, 控制显示器 28 中的插入辅助信息的显示状态。

下面, 对本实施方式中的活体观测系统 1 的作用进行说明。

当内窥镜 6 的插入部 11 由用户从被检体的肛门侧插入到体腔内时, 由设在插入部 11 的前端部 14 上的摄像元件 16 拍摄存在于该体腔内的被摄体。由摄像元件 16 所拍摄的被摄体的像作为摄像信号被输出, 由视频处理器 8 实施信号处理而转换成影像信号, 之后被输出到监视器 9 中。由此, 在监视器 9 上显示由摄像元件 16 所拍摄的被摄体的像作为内窥镜观察图像。

内窥镜插入形状检测装置 3 在感应线圈单元 19 中检测从源线圈 $C_0 \sim C_{M-1}$ 各方所产生的磁场, 并且在形状处理装置 21 中基于根据该磁场而输

出的检测信号来估计插入部 11 的插入形状。由此，在显示器 22 上显示在形状处理装置 21 中估计出的插入部 11 的插入形状。

并且，内窥镜插入形状检测装置 3 的形状处理装置 21 将包含各源线圈的位置信息的帧数据经由通信端口 21a 依次输出到图像处理装置 4 的 PC 25。

如图 11 所示，PC 25 的 CPU 31 在处理程序的帧数据取得块 41 中，取得从内窥镜插入形状检测装置 3 所输出的帧数据，并将所取得的该帧数据存储于存储器 33 内。

并且，如图 12 所示，CPU 31 通过在处理程序的分析处理块 42 中，对存储在存储器 33 内的帧数据 33a 实施分析处理，由此生成具有配置在插入部 11 的最前端侧的源线圈 C_0 的移动速度和配置在插入部 11 的最基端侧的源线圈 C_{M-1} 的移动速度的分析数据 33b，并将所生成的该分析数据 33b 依次存储在存储器 33 内。另外，在本实施方式中，源线圈的移动速度是例如根据该源线圈的每一帧的移动量来计算的。并且，在本实施方式中，源线圈的移动速度在插入部 11 的插入方向取正值，在插入部 11 的拔出方向取负值。

分析结果显示控制块 43 按照规定期间取得存储在存储器 33 内的分析数据 33b 中的最新的分析数据和该最新的分析数据的前一个分析数据作为插入形状分析信息 33c（图 12 的步骤 S201）。然后，分析结果显示控制块 43 在所取得的插入形状分析信息 33c 中，根据最新的分析数据 33b 具有的、配置在插入部 11 的最基端侧的源线圈 C_{M-1} 的移动速度的数据来设定校正比率 g （图 12 的步骤 S202）。

具体地说，分析结果显示控制块 43 根据插入形状分析信息 33c 具有的最新的分析数据，在配置于插入部 11 的最基端侧的源线圈 C_{M-1} 的移动速度是 20mm/sec 以上的情况下，将校正比率 g 设定为 0.75。并且，分析结果显示控制块 43 根据插入形状分析信息 33c 具有的最新的分析数据，在配置于插入部 11 的最基端侧的源线圈 C_{M-1} 的移动速度是 0mm/sec 以上且不足 20mm/sec 的情况下，将校正比率 g 设定为 0.5。而且，分析结果显示控制块 43 根据插入形状分析信息 33c 具有的最新的分析数据，在

配置于插入部 11 的最基端侧的源线圈 C_{M-1} 的移动速度不足 0mm/sec 的情况下, 将校正比率 g 设定为 0.25。

另外, 在本实施方式中, 分析结果显示控制块 43 构成为, 取得存储在存储器 33 内的各分析数据中的最新的分析数据和该最新的分析数据的前一个分析数据作为插入形状分析信息来设定校正比率 g , 然而不限于此, 例如可以构成为, 取得最新的分析数据和针对该最新的分析数据在时间上连续的 P 个过去的分析数据作为插入形状分析信息来设定校正比率 g 。

并且, 在本实施方式中, 分析结果显示控制块 43 可以取得例如插入部 11 的弯曲角度信息、插入部 11 的插入形状的形状图形信息、或者插入部 11 的插入量信息中的任一方作为插入形状分析信息 33c 来设定校正比率 g (以及后述的显示期间控制值 R_c)。

具体地说, 分析结果显示控制块 43 可以根据插入部 11 的弯曲角度的增减来增减校正比率 g (例如根据弯曲角度的减少来减少校正比率 g)。并且, 分析结果显示控制块 43 可以根据插入部 11 的插入形状的形状图形变化来增减校正比率 g (例如根据从环形状向大致直线形状的转移来减少校正比率 g)。而且, 分析结果显示控制块 43 可以根据插入部 11 的插入量的增减来增减校正比率 g (例如根据插入量的减少来减少校正比率 g)。

之后, 分析结果显示控制块 43 根据插入形状分析信息 33c, 计算最新的分析数据中的源线圈 C_0 和 C_{M-1} 的移动速度比 R_b 、以及该最新的分析数据的前一个分析数据中的源线圈 C_0 和 C_{M-1} 的移动速度比 R_p 。然后, 分析结果显示控制块 43 利用根据移动速度比 R_b 、移动速度比 R_p 、以及在图 12 的步骤 S202 的处理中所设定的校正比率 g 所决定的下述算式(4), 计算用于控制插入辅助信息的显示期间的显示期间控制值 R_c (图 12 的步骤 S203)。

$$R_c = g \times R_b + (1 - g) \times R_p \quad \cdots (4)$$

然后, 分析结果显示控制块 43 对在图 12 的步骤 S203 中计算出的显示期间控制值 R_c 和与显示期间控制值 R_c 相关的阈值 R_{cth} 进行比较。然

后, 分析结果显示控制块 43 在检测出显示期间控制值 R_c 大于阈值 R_{cth} 时(图 12 的步骤 S204), 判定为插入部 11 不会形成环形状等而进行插入或拔出操作, 进行用于删除显示在显示器 28 上的插入辅助信息的处理(图 12 的步骤 S205)。并且, 分析结果显示控制块 43 在检测出显示期间控制值 R_c 是阈值 R_{cth} 以下时(图 12 的步骤 S204), 判定为由于插入部 11 形成环形状等而未适当地进行插入部 11 的插入, 进行用于将插入辅助信息显示在显示器 28 上的处理(图 12 的步骤 S206)。

另外, 在本实施方式中, 显示在显示器 28 上的插入辅助信息是能支持由用户进行的插入部 11 的插入操作的例如表示大肠伸展的信息、或者插入部 11 的环形状的解除方法相关的信息等。

然后, 分析结果显示控制块 43 按照一定期间重复进行图 12 的步骤 S201 到步骤 S206 的处理, 由此在显示期间控制值 R_c 是阈值 R_{cth} 以下的期间中, 继续显示插入辅助信息, 并在显示期间控制值 R_c 不大于阈值 R_{cth} 的定时, 删除插入辅助信息。

如以上所述, 本实施方式的活体观测系统 1 具有能根据源线圈 C_0 和 C_{M-1} 的移动速度的变动适当变更用于支持用户进行的插入部 11 的插入操作的插入辅助信息的显示期间的结构。其结果, 本实施方式的活体观测系统 1 根据对内窥镜 6 的插入部 11 的操作适当进行插入辅助信息的提供, 由此, 与以往相比, 可减轻用户的不协调感。

并且, 本实施方式的活体观测系统 1 由于具有所述的结构, 因而即使在有可能误显示插入辅助信息这样的例如进行了由用户进行的插入部 11 的瞬间操作的情况下、以及在对源线圈 C_0 和 C_{M-1} 施加了噪声的情况等下, 也不会无用地显示插入辅助信息。

(第 4 实施方式)

图 13 涉及本发明的第 4 实施方式。图 13 是示出在本发明的第 4 实施方式中, 由分析结果显示控制块进行的处理流程的说明图。

另外, 第 4 实施方式的活体观测系统具有与在第 1 实施方式至第 3 实施方式中所说明的活体观测系统 1 大致相同的结构。因此, 在本实施方式中, 省略关于具有与第 1 实施方式至第 3 实施方式的活体观测系统 1

相同的结构或作用的部分的说明，并主要进行关于具有与第 1 实施方式至第 3 实施方式的活体观测系统 1 不同的结构或作用的部分的说明。

本实施方式的（活体观测系统 1 具有的）CPU 31 在处理程序的分析结果显示控制块 43A 中，进行与第 3 实施方式的分析结果显示控制块 43 进行的处理不同的处理，即以下所述的一系列处理。

分析结果显示控制块 43A 按照规定期间取得将存储在存储器 33 内的分析数据中的最新的分析数据和针对该最新的分析数据在时间上连续的一个或多个过去的分析数据合并后的 E 个（例如 5 个）分析数据作为插入形状分析信息 33c（图 13 的步骤 S211）。

之后，分析结果显示控制块 43A 在所取得的 E 个分析数据各方中，计算源线圈 C_0 和 C_{M-1} 的移动速度比，并检测 E 个分析数据中所计算出的移动速度比取规定阈值（例如 0.1）以下的值的 J 个分析数据（图 13 的步骤 S212）。分析结果显示控制块 43A 将本实施方式中的作为显示期间控制值的 J/E 值与阈值 TH（例如 0.6）进行比较。分析结果显示控制块 43 在检测出 J/E 值小于阈值 TH 时（图 13 的步骤 S213），判定为插入部 11 不会形成环形状等而进行插入或拔出操作，进行用于删除显示在显示器 28 上的插入辅助信息的处理（图 13 的步骤 S214）。并且，分析结果显示控制块 43A 在检测出 J/E 值是阈值 TH 以下时（图 13 的步骤 S213），判定为由于插入部 11 形成环形状等而未适当地进行插入操作，进行用于将插入辅助信息显示在显示器 28 上的处理（图 13 的步骤 S215）。

然后，分析结果显示控制块 43A 按照一定期间重复进行图 13 的步骤 S211 到步骤 S215 的处理，在 J/E 值是阈值 TH 以下的期间中，继续显示插入辅助信息，并在 J/E 值大于阈值 TH 的定时，删除插入辅助信息。

如以上所述，本实施方式的活体观测系统 1 具有能根据源线圈 C_0 和 C_{M-1} 的移动速度的变动来适当变更用于支持用户进行的插入部 11 的插入操作的插入辅助信息的显示期间的结构。其结果，本实施方式的活体观测系统 1 根据对内窥镜 6 的插入部 11 的操作适当进行插入辅助信息的提供，由此，与以往相比可减轻用户的不协调感。

并且，本实施方式的活体观测系统 1 由于具有所述的结构，因而即

使在有可能误显示插入辅助信息这样的例如进行了由用户进行的插入部 11 的瞬间操作的情况下、以及在对源线圈 C_0 和 C_{M-1} 施加了噪声的情况等下，也不会无用地显示插入辅助信息。

另外，本发明不限于上述的各实施方式，当然可在不背离发明主旨的范围内进行各种变更和应用。

本申请是以 2006 年 11 月 13 日在日本申请的日本特愿 2006-306974 号、2006 年 11 月 13 日在日本申请的日本特愿 2006-306975 号、以及 2006 年 11 月 30 日在日本申请的日本特愿 2006-324901 号作为优先权主张的基础来进行申请的，上述公开内容被引用在本申请说明书、权利要求书和附图中。

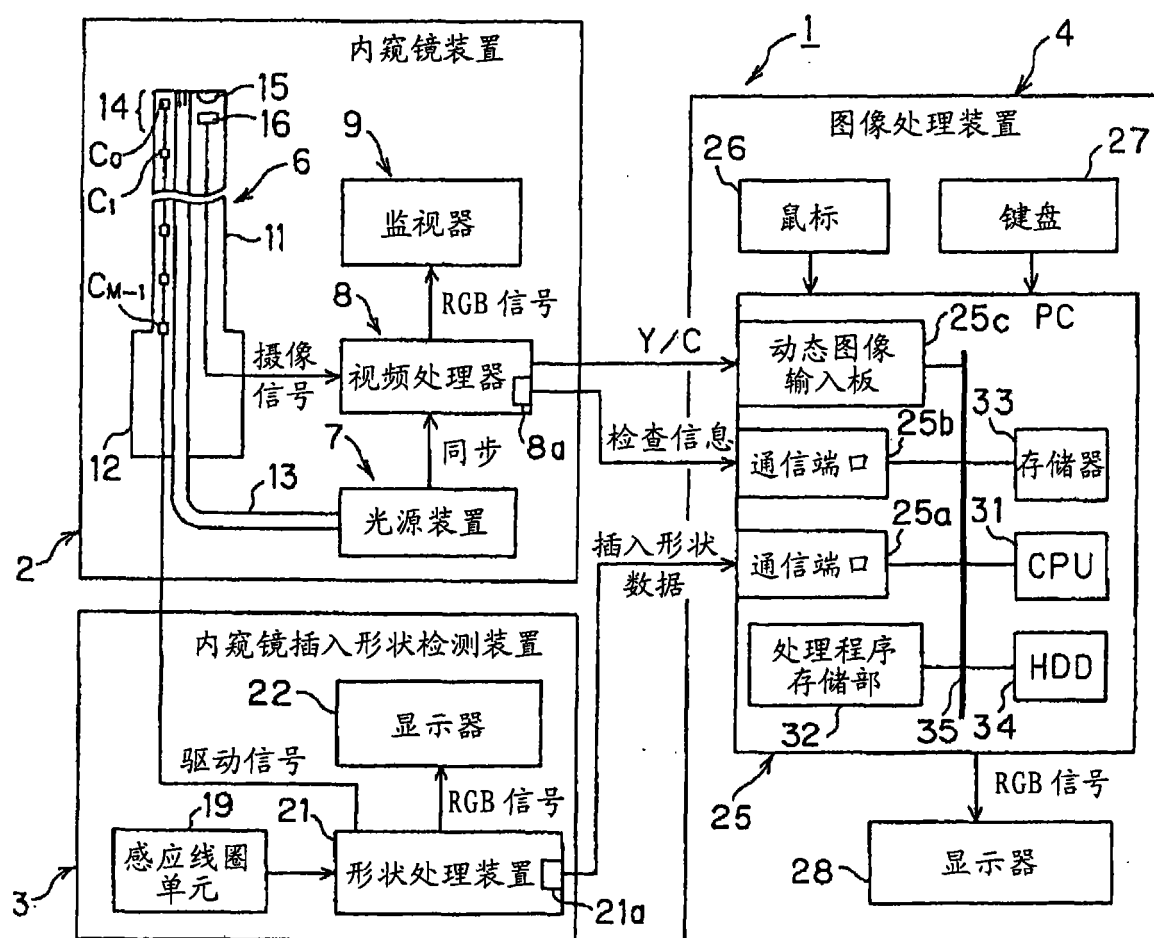


图 1

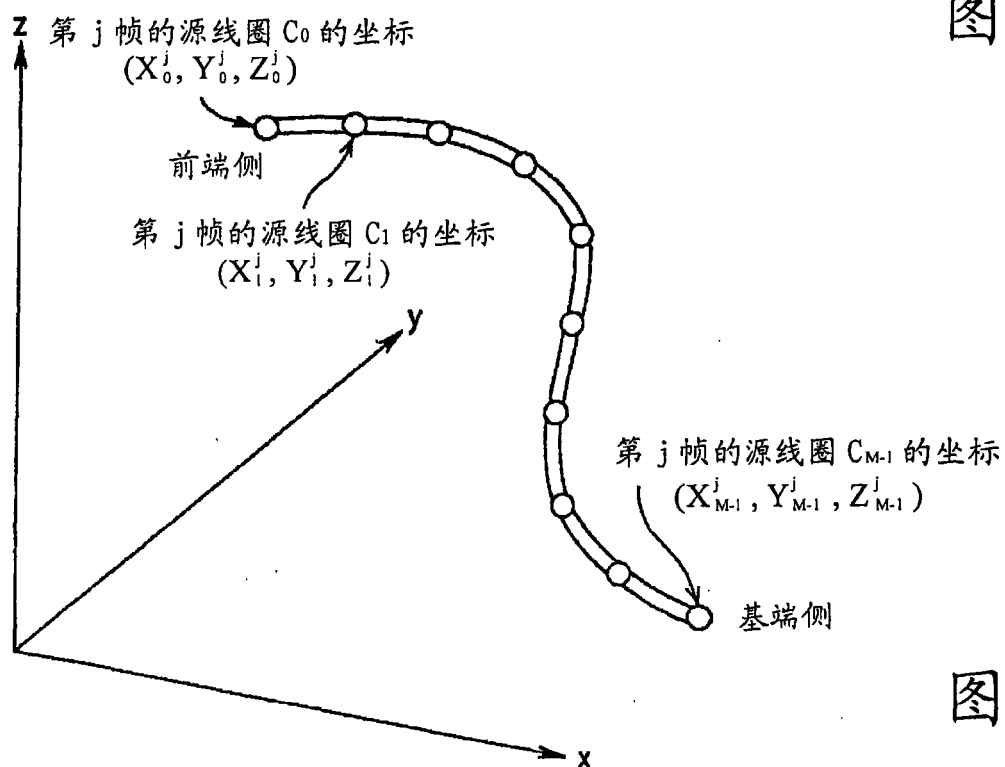


图 2

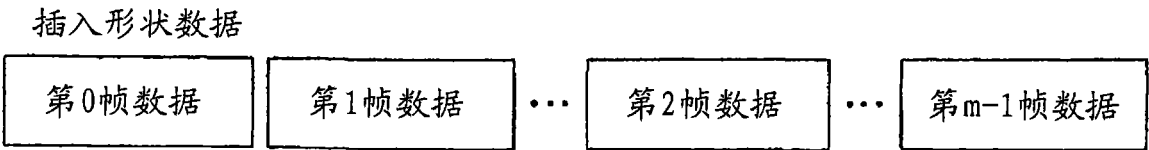


图 3A

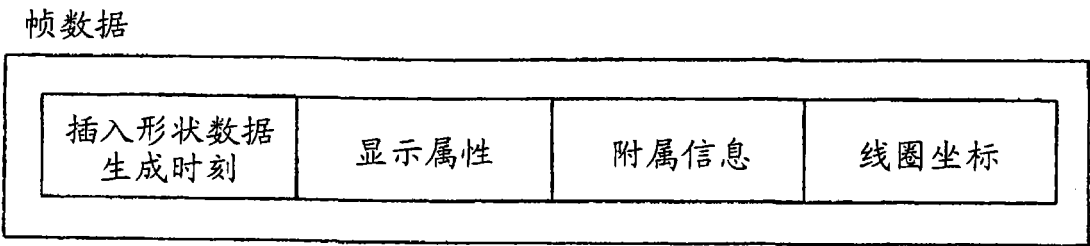


图 3B

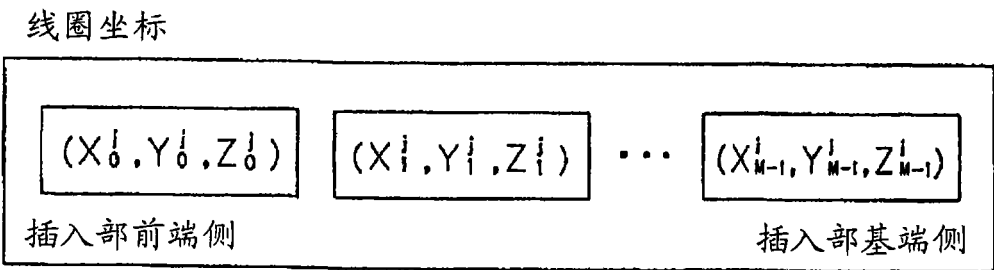


图 3C

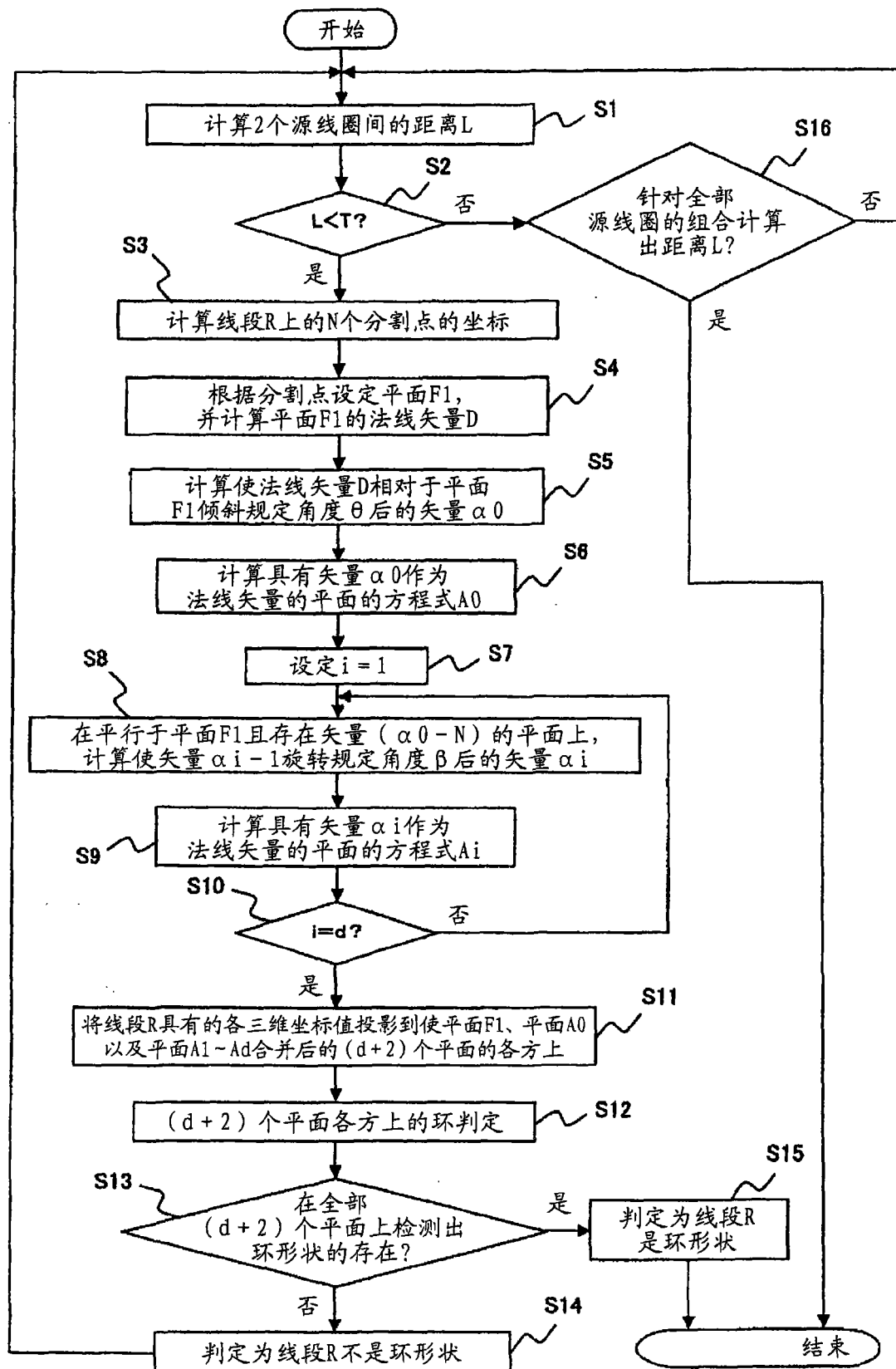


图 4

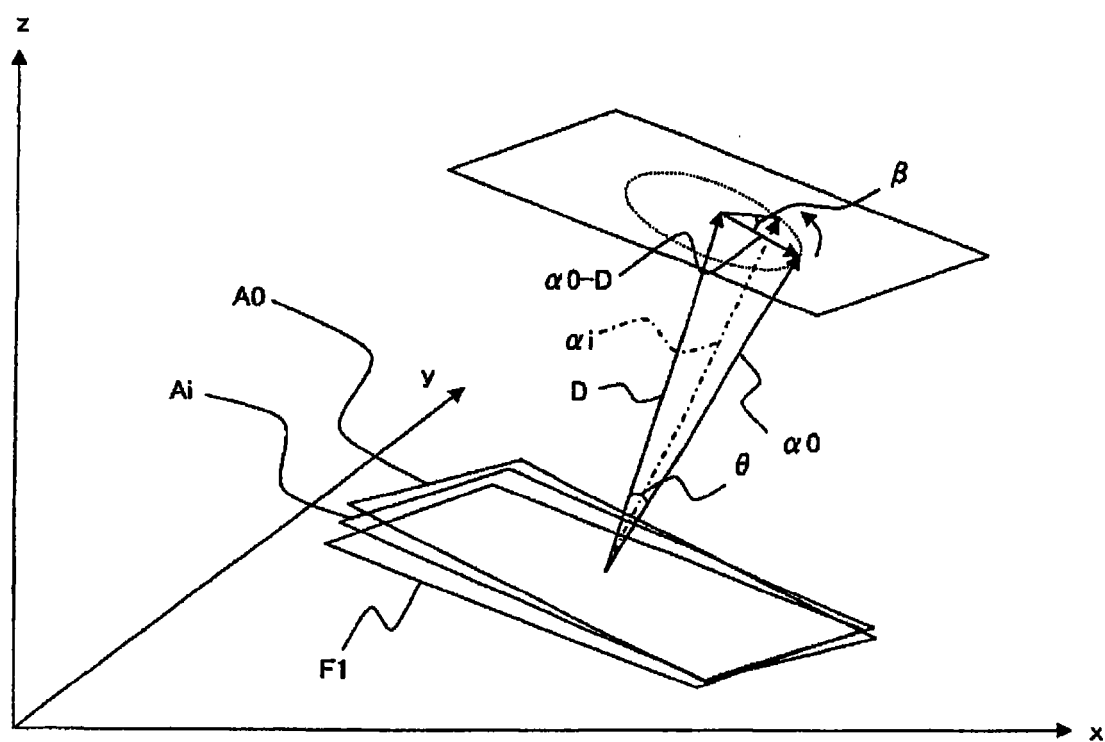


图5

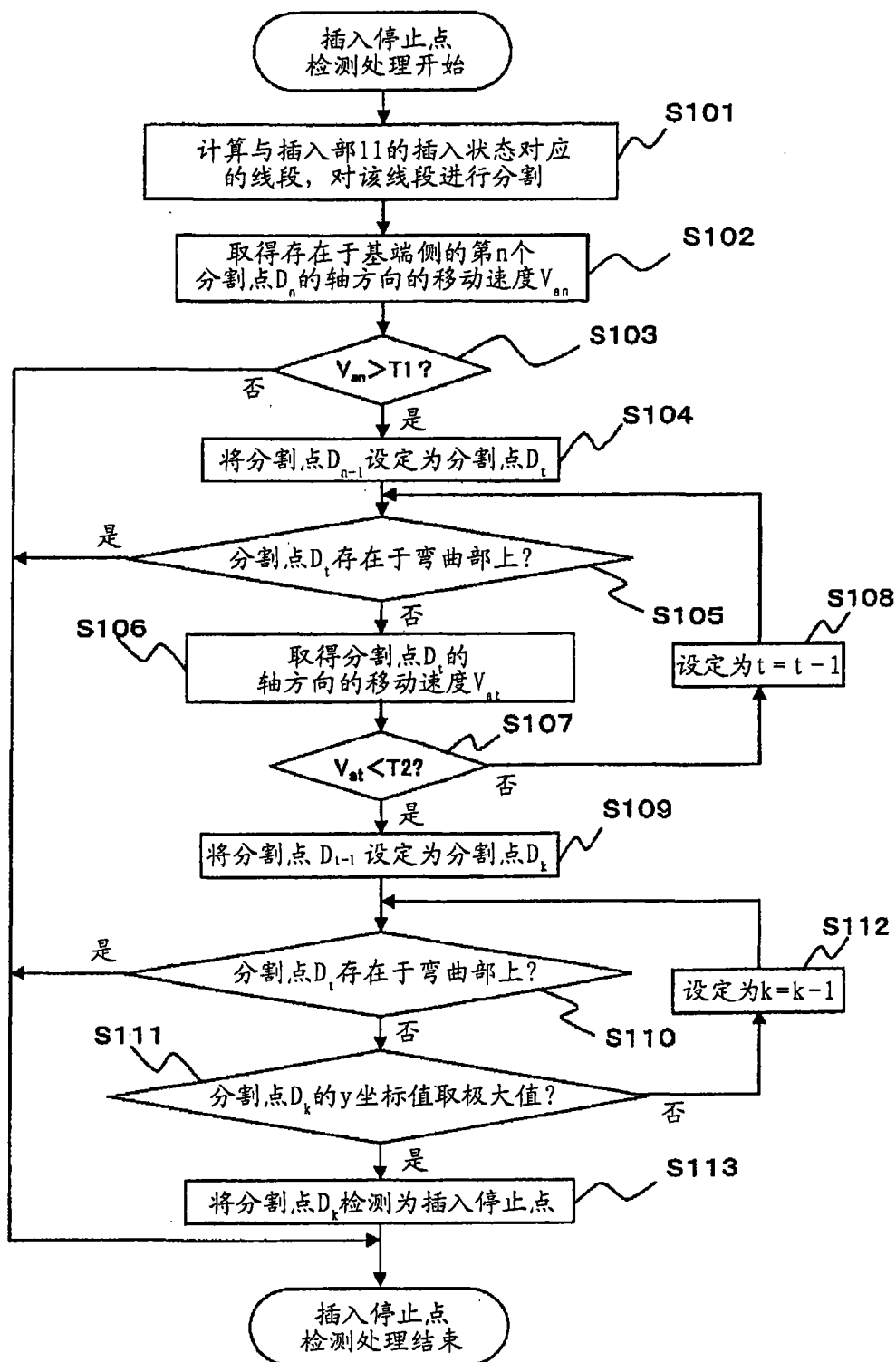


图6

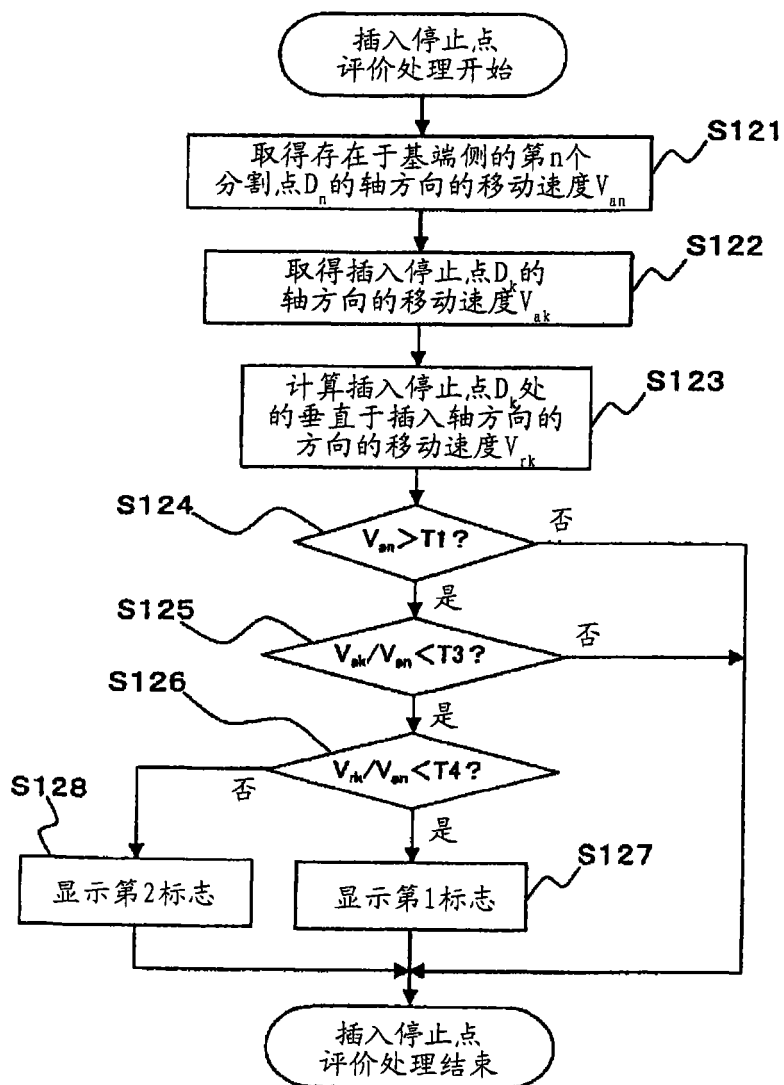


图7

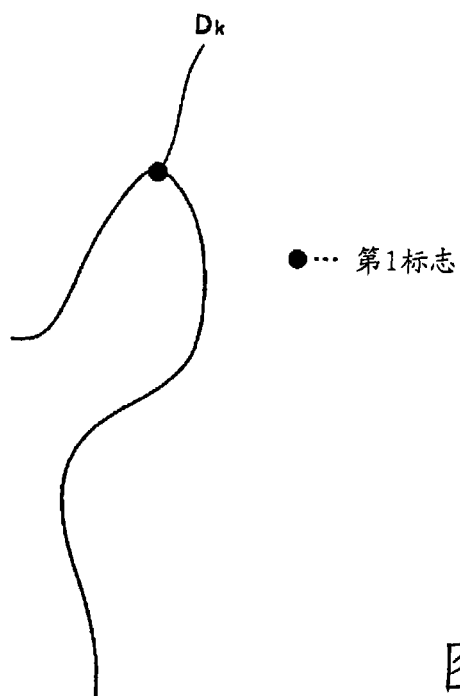


图8

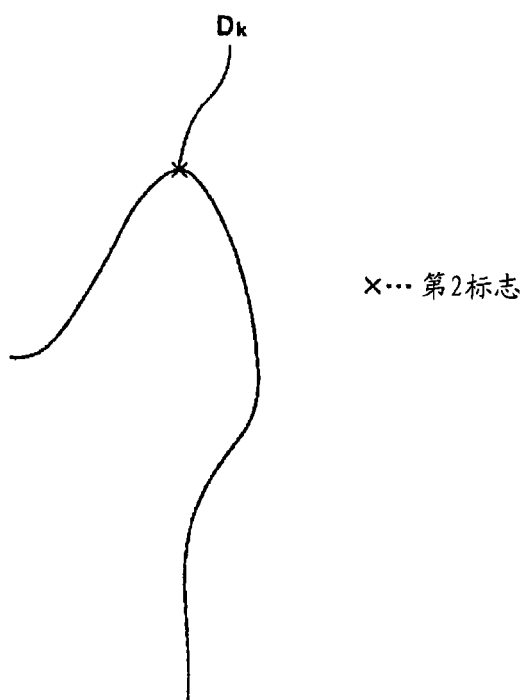


图9

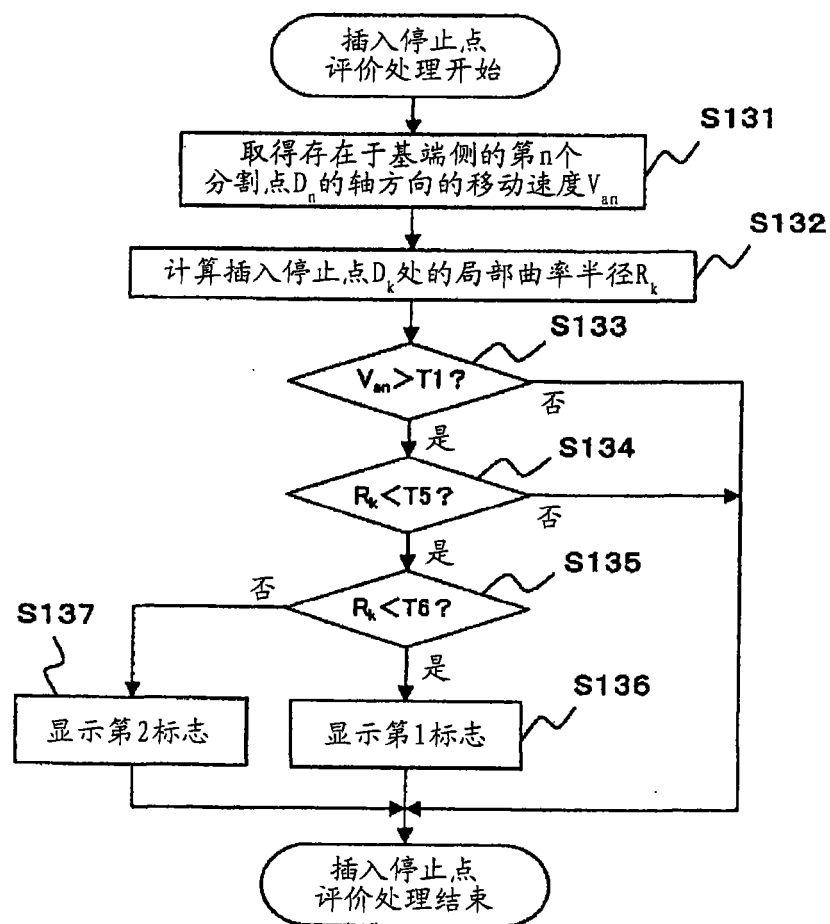


图 10

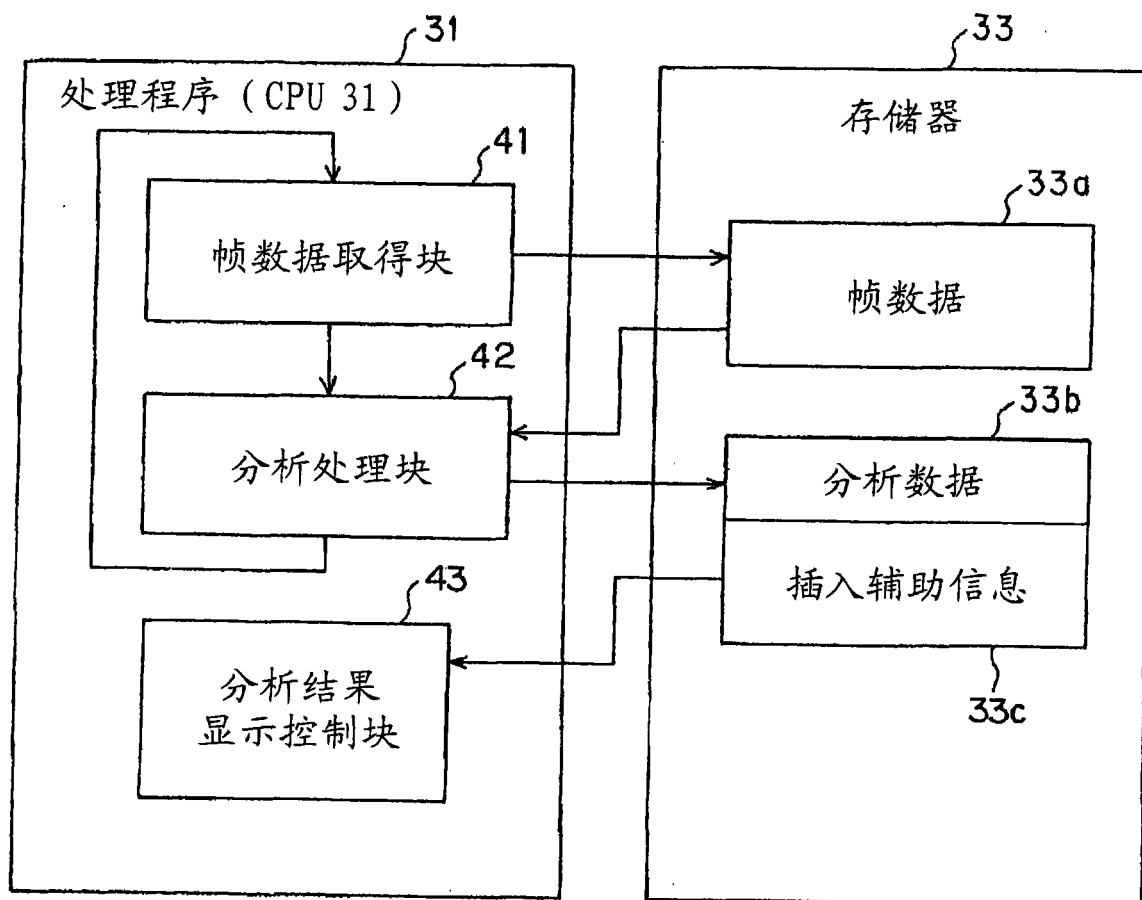


图11

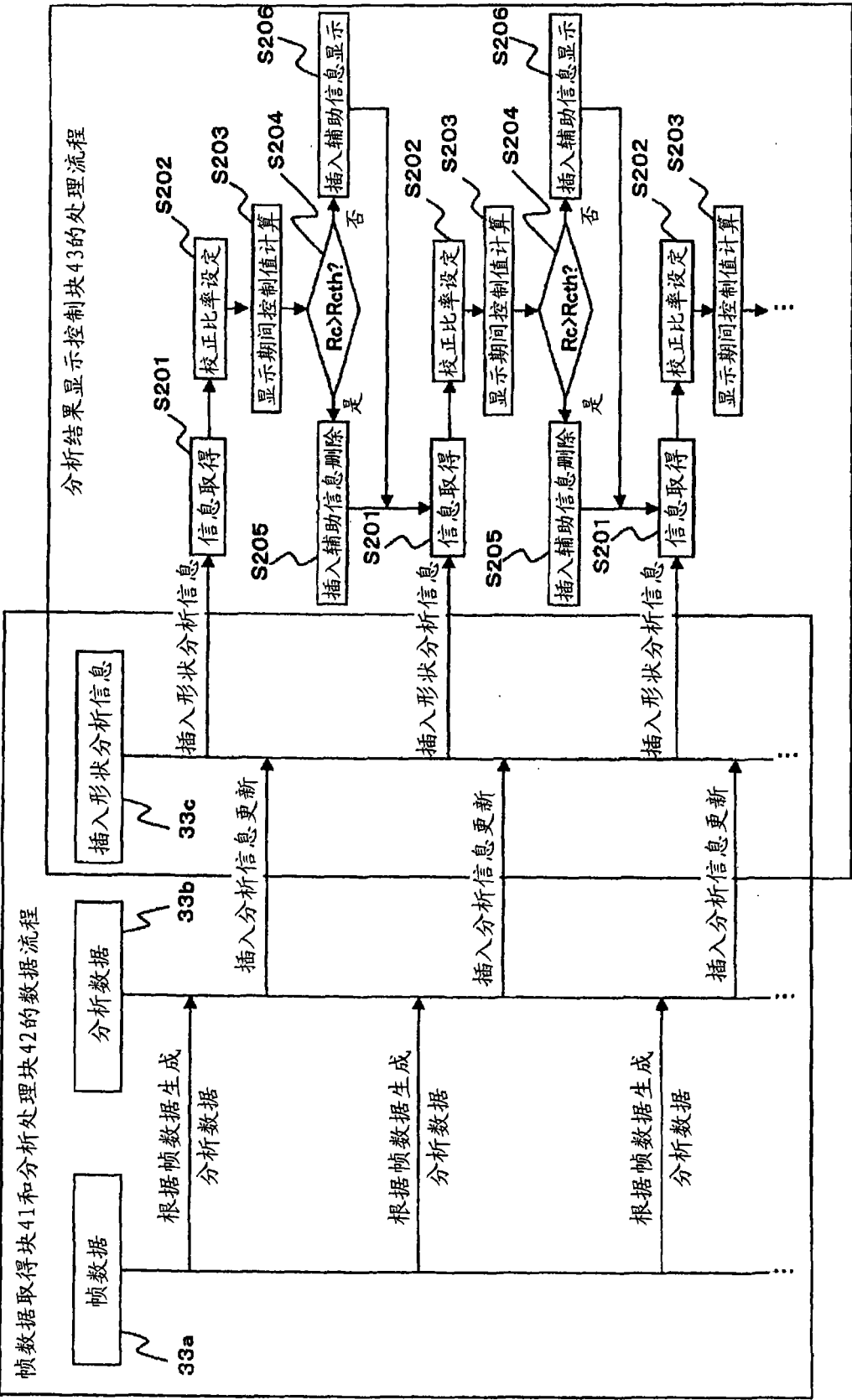
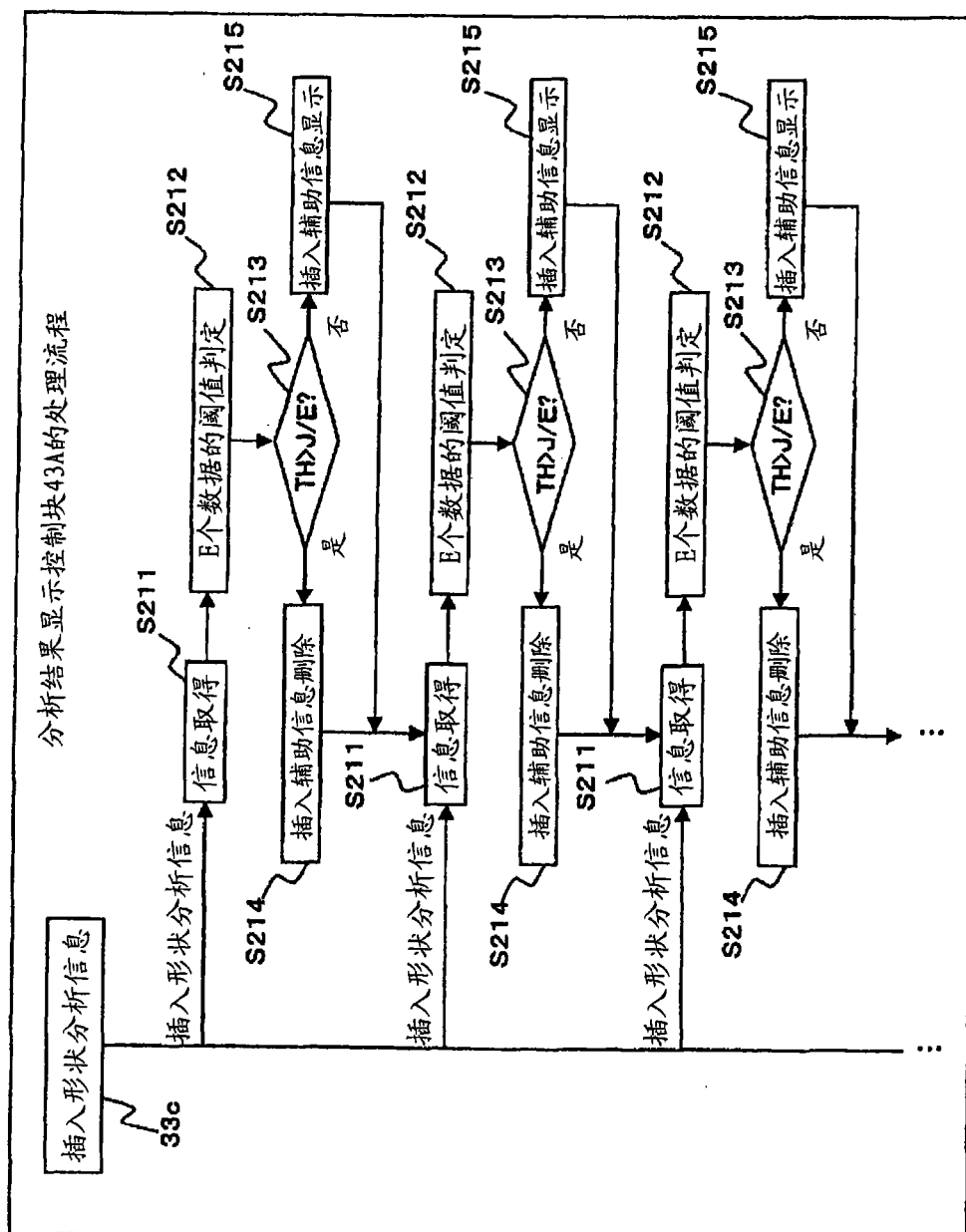


图12



专利名称(译)	内窥镜插入形状分析系统和活体观测系统		
公开(公告)号	CN101534699A	公开(公告)日	2009-09-16
申请号	CN200780041577.5	申请日	2007-07-12
[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		
发明人	田中秀树		
IPC分类号	A61B1/00 G01B21/20 G01B7/28		
优先权	2006324901 2006-11-30 JP 2006306974 2006-11-13 JP 2006306975 2006-11-13 JP		
其他公开文献	CN101534699B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的内窥镜插入形状分析系统的特征在于，该内窥镜插入形状分析系统具有：插入状态取得部，其取得插入到被检体内的内窥镜的插入部中的多个部位的坐标值；插入形状检测部，其根据所述多个部位的坐标值，检测插入到所述被检体内的所述插入部中的至少一部分的插入形状；坐标平面设定部，其根据所述规定的多个部位的坐标值和所述插入形状设定多个坐标平面；插入形状投影部，其将所述插入形状投影到所述多个坐标平面各方上；以及插入形状判定部，其判定投影到所述多个坐标平面各方上的所述插入形状内是否存在规定形状。

