



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107438390 A

(43)申请公布日 2017.12.05

(21)申请号 201780000926.2

(22)申请日 2017.03.30

(30)优先权数据

2016-070381 2016.03.31 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.08.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/013193 2017.03.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/170842 JA 2017.10.05

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 丹内克哉 远藤干治

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 梁丽超 田喜庆

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/045(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

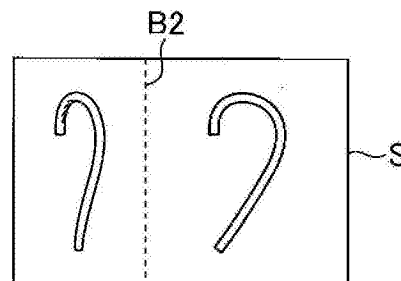
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

内窥镜形状把握系统

(57)摘要

本申请公开了一种内窥镜形状把握系统。内窥镜装置利用三维位置测定装置基于内窥镜镜身的插入部的位置信息,生成从第一视点观察的插入部的第一三维图像,并且生成从在使第一视点绕规定的旋转轴旋转90度的位置配置的第二视点观察的插入部的第二三维图像,与第一三维图像和第二三维图像中的插入部的宽度相配合地调整第一三维图像和第二三维图像的修边宽度,调整分界线B2的位置。



1. 一种内窥镜形状把握系统,其特征在于,具备:

三维位置信息检测机构,检测内窥镜镜身的插入部的三维的位置信息;以及

图像生成机构,基于所述位置信息,生成从第一视点观察的所述插入部的第一三维图像,并且生成从在使所述第一视点绕规定的旋转轴旋转规定角度后的位置配置的第二视点观察的所述插入部的第二三维图像,生成将所述第一三维图像和所述第二三维图像并排而成的图像,

所述图像生成机构与所述第一三维图像和所述第二三维图像中的所述插入部的宽度相配合地调整所述第一三维图像和所述第二三维图像的修边宽度。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜形状把握系统,其特征在于,

在从所述第一视点观察时的所述插入部的最大宽度大于从所述第二视点观察时的所述插入部的最大宽度时,所述图像生成机构调整所述第一三维图像和第二三维图像的宽度,使得所述第一三维图像的宽度变得大于所述第二三维图像的宽度。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜形状把握系统,其特征在于,

所述规定角度大于0度并且小于180度。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜形状把握系统,其特征在于,

所述规定角度为 ± 90 度中的任一者。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜形状把握系统,其特征在于,还具备:

操作机构,用于在维持所述第一视点和所述第二视点之间的所述规定角度的差的状态下,使所述第一视点、所述第二视点相对于所述插入部绕所述规定的旋转轴旋转。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜形状把握系统,其特征在于,还具备:

图像处理部,至少对所述第一三维图像和所述第二三维图像中的任一者进行数字变焦处理,并且对数字变焦处理后的所述第一三维图像和所述第二三维图像调整修边宽度。

内窥镜形状把握系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种为了把握内窥镜插入部的形状而检测插入部的位置并显示其形状的装置。

背景技术

[0002] 已知有如下的系统：在使用内窥镜的手术过程中，使用产生磁场的源线圈与检测该磁场的感应线圈而取得插入到体内的插入部的三维的位置信息，并把握插入部的形状。例如，已知如下系统：沿着插入内窥镜插入部的插入形状检测用探头的长边方向以规定间隔配置多个源线圈，利用配置于受检者的周边的感应线圈检测由这些源线圈产生的磁场并且根据源线圈的三维的位置信息来计算插入部的三维形状而生成并显示从规定的视点观察到的插入部的三维图像。另外，在该系统中，也提出了生成相互正交的两个视点方向的三维图像并将两图像在监视器中同时显示的结构（专利文献1）。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1：日本特开平8-107875号公报

发明内容

[0006] 发明所要解决的课题

[0007] 在专利文献1的结构中，相对于正交的两个视点方向的两个三维图像，适用相同的修边（trimming，修剪）宽度。但是，在下部消化管内窥镜的情况下，插入部沿着肠子配置，其分布为，朝向腹部横向的扩展比朝向前后方向的扩展宽，因此，当与插入部的朝横向的扩展较宽的图像相匹配进行修边时，另一方的图像的空白区域扩展为必要以上。期望使插入部的图像尽可能增大，并且将插入部整体无欠缺地描绘出，但当空白区域较大时需要与之相应地针对插入部缩小比例尺进行描绘，从而使可视性降低。

[0008] 本发明涉及一种同时显示从不同方向观察的内窥镜插入部的图像的内窥镜形状把握系统，其课题在于，减少无用的空白而高效地显示图像。

[0009] 用于解决课题的技术方案

[0010] 本发明的内窥镜形状把握系统的特征在于，具备：三维位置信息检测机构，检测内窥镜镜身的插入部的三维位置信息；以及图像生成机构，基于位置信息，生成从第一视点观察的插入部的第一三维图像，并且生成从在使第一视点绕规定的旋转轴旋转规定角度后的位置配置的第二视点观察的插入部的第二三维图像，生成将第一三维图像以及第二三维图像并排而成的图像，图像生成机构与第一三维图像以及第二三维图像中的插入部的宽度相配合地调整第一三维图像以及第二三维图像的修边宽度。

[0011] 优选的是，在从第一视点观察时的插入部的最大宽度大于从第二视点观察时的插入部的最大宽度时，图像生成机构调整第一三维图像以及第二三维图像的宽度，使得第一三维图像的宽度变得大于第二三维图像的宽度。

[0012] 优选的是,上述的规定角度大于0度并且小于180度。

[0013] 更优选的是,规定角度为 ± 90 度中的任一者。也可以是,具备操作机构,该操作机构用于在维持第一视点、第二视点间的规定角度之差的状态下,使第一视点、第二视点相对于插入部绕规定的旋转轴旋转。

[0014] 也可以是,内窥镜形状把握系统还具备图像处理部,该图像处理部对第一三维图像以及第二三维图像进行数字变焦处理,并且对数字变焦处理后的所述第一三维图像以及第二三维图像调整修边宽度。

[0015] 本发明的内窥镜装置的特征在于,具备上述的任一者所述的内窥镜形状把握系统。

[0016] 发明效果

[0017] 根据本发明,在同时显示从不同方向观察的内窥镜插入部的图像的内窥镜形状把握系统中,能够减少不必要的空白而高效地显示图像。

附图说明

[0018] 图1是表示作为本发明的一实施方式的内窥镜形状把握系统的结构的框图。

[0019] 图2是表示磁场产生装置配置于恰当位置而进行手术时的患者P与磁场产生装置的位置关系的示意图。

[0020] 图3是在以往的方式中将第一三维图像、第二三维图像并排显示的画面显示的例子。

[0021] 图4是本实施方式中的第一三维图像、第二三维图像的画面显示例。

具体实施方式

[0022] 以下,参照附图来说明本发明的实施方式。图1是表示作为本发明的一实施方式的内窥镜形状把握系统的结构的框图。

[0023] 本实施方式中的观察的对象部位例如是呼吸器官等、消化器官等。呼吸器官等例如是肺、支气管、耳鼻咽喉。消化器官等例如是大肠、小肠、胃、食道、十二指肠、子宫、膀胱等。在观察对象具有复杂形状的情况下,基于内窥镜的插入部的3D图像显示的操作辅助系统的使用是更加有效的。尤其是,大肠具有四个陡峭的弯曲部,例如与胃等相比而非常长,对手术者的操作极其要求熟练度。另外,对于不穿过大肠就无法观察的小肠的观察而言也产生相同的问题。另外,支气管的分支构造也较多,对手术者的操作要求熟练度。因此,在采用大肠用内窥镜、小肠用内窥镜、支气管用内窥镜或者膀胱用内窥镜的情况下,能够准确地进行手术者的操作辅助的本实施方式的效果变得更加显著。以下,作为一个例子,对大肠观察用的内窥镜进行说明。

[0024] 本实施方式的内窥镜形状把握系统10由电子内窥镜装置11和与其连接的三维位置测定装置12构成。电子内窥镜装置11例如是下部消化器官内窥镜,具备电子镜身主体13、处理来自电子镜身主体13的图像信号的处理器装置14、以及显示由处理器装置14处理后的图像的监视器装置15。此外,本实施方式的处理器装置14也具备内窥镜观察的照明所使用的光源(未图示)。

[0025] 电子镜身主体13具备向体内插入的插入部16、供插入部16的基端侧连接的操作部

17、以及经由通用软线将操作部17以电气、光学的方式朝向处理器装置14连接的连接器部18。插入部16由挠性管构成,在其前端配置拍摄元件19。从插入部16的前端起,经由光导件(未图示)传送来自处理器装置14的光源的光,作为照明光进行照射。由拍摄元件19拍摄到的图像在由处理器装置14施加了规定的信号处理之后,向监视器装置15输出并显示为内窥镜图像。

[0026] 此外,光源可以设于处理器装置14,但也可以设于插入部16的前端。例如,也可以在插入部16的前端搭载有LED等发光元件。由此,也不需要从处理器装置14至插入部16的前端引导光那样的结构,能够使装置的尺寸小型化。另外,也能够降低系统的消耗电力。

[0027] 作为拍摄元件19,例如能够使用CCD、CMOS等。此外,优选使用能够获得高精度图像的拍摄元件19。高精度是指,例如100万像素以上,更优选为200万像素,进一步优选为800万像素以上。由此,利用高精度图像,能够高精度地进行诊断。另外,手术者一边观察监视器装置15的内窥镜图像一边对操作部17的操作杆进行操作,因此通过观察高精度图像,也容易进行插入部16的前端的操作。

[0028] 另外,插入部16具备从操作部17延伸的挠性管部16a、以及设于插入部16的前端部附近的弯曲部16b。弯曲部16b在插入部16的前端部附近设为延伸规定的长度,构成为通过设于操作部17的操作杆或者操作旋钮(未图示)的操作而能够弯曲。手术者一边观察监视器装置15的内窥镜图像一边对操作部17的操作杆进行操作而能够使插入部16的前端朝向各种方向。

[0029] 此外,在上述的结构之外,插入部16也可以在挠性管部16a与弯曲部16b之间具有从动弯曲部。从动弯曲部是不会通过操作部17的操作而主动弯曲而是从动地弯曲的部分。当弯曲部16b与肠壁接触而施加力时,该从动弯曲部自动地变形。由此,将例如按压肠壁的力转换为使内窥镜前端部朝前行进的力。因此,能够减轻弯曲部16b与肠壁接触时的患者的疼痛。但是,在采用具备从动弯曲部的内窥镜的情况下,手术者的操作不一定直接反映为插入部16的形状,操作变得复杂,存在需要熟练度的趋势。因此,在采用具备从动弯曲部的内窥镜的情况下,能够恰当检测插入部16的形状的本实施方式的效果变得更加显著。

[0030] 另外,作为插入部16,也可以采用硬度可变的插入部。插入部16为了硬度可变,也可以具有硬度转换线圈、硬度转换线、设于线的基端的牵引构件、以及使牵引构件的长边方向位置变更的硬度变更操作部(例如环)。在没有利用牵引构件来牵引硬度变更线的状态时,没有对硬度变更线圈施加外力,因此硬度变更线圈成为柔软的状态。另一方面,当对硬度变更用的环进行旋转操作而使牵引构件移动时,对硬度变更线圈缓缓地施加压缩力。由此,插入部16相对于弯曲方向的硬度以增大的方式缓缓地变化。在采用硬度可变的内窥镜的情况下,硬度柔软的状态时的插入部16的形状的把握变得重要。因而,能够恰当地检测内窥镜插入部的形状的本实施方式的效果变得更加显著。

[0031] 本实施方式的三维位置测定装置12是磁场式的位置测定装置,在插入部16中,成为三维位置测定装置12的一部分的第一线圈20沿着其长边方向配置多个。三维位置测定装置12在设于插入部16的多个第一线圈20之外,具备接收来自各个第一线圈20的信号的信号处理部22、与信号处理部22连接并基于来自该装置的控制信号而通过第二线圈(未图示)产生磁场的磁场产生装置(外部装置)23、以及基于第一线圈20的信号取得第一线圈的三维位置信息并对插入部16的三维形状进行图形显示的监视器24。

[0032] 第一线圈20例如通过绕铁芯卷绕线圈而成,第一线圈20各自相对于磁场产生装置23的三维位置基于由磁场产生装置23生成的磁场的变形与配置在该磁场内的第一线圈20的信号在信号处理部22中被计算。信号处理部22基于该计算结果而生成从规定的第一方向观察的插入部16的三维图像、以及从与第一方向不同的第二方向观察的插入部16的三维图像并向监视器24输出(后述)。此外,来自第一线圈20的信号例如经由与设于连接器部18的中继电路25装卸自如地连接的信号线向信号处理部22输送。

[0033] 图2是表示进行手术时的患者P与磁场产生装置23的位置关系的示意图。图2的(a)是从患者P的头顶部侧观察的图,图2的(b)是从图2的(a)的右侧观察的图。

[0034] 如图2所示,患者P在诊疗床27之上朝横向进行横卧,磁场产生装置23由架台28保持为与患者P的腹部正对。由三维位置测定装置12获得的第一线圈20的三维坐标基于与磁场产生装置23相距的距离,因此当将患者P与磁场产生装置23如图2那样配置时,第一线圈20的三维坐标的进深方向与患者P的前后方向大致一致。

[0035] 在信号处理部22中,例如利用使用了贝塞尔曲线等的规定的方法在计算得到的各个第一线圈20的三维坐标之间进行插值,再现插入部16的整体形状。然后,生成从在规定的规定位置放置视点的第一方向观察插入部16时的第一三维图像。第一三维图像例如制作为使沿着患者P的身体的头顶方向(Y轴方向)朝向上方的图像。

[0036] 另外,在本实施方式中,生成从与第一方向不同的第二方向观察插入部16时的第二三维图像。即,将视点的位置以配置于插入部16的附近的规定的旋转轴为中心旋转规定角度时的图像生成成为第二三维图像。在旋转轴中,例如选择穿过描绘出的插入部16的基部侧的端部(例如与肛门对应)且沿着Y轴方向的轴,作为旋转角度而例如选择 ± 90 度中的任一者。此外,旋转轴也可以是穿过第一线圈20的位置的重心的Y轴,也可以构成为能够供用户变更旋转轴的配置、旋转角度。

[0037] 此外,第一视点、第二视点间的规定角度之差优选为大于0度并且小于180度,更优选为45度以上并且90度以下,进一步优选为90度。在第一视点、第二视点间的规定角度之差为90度的情况下,基于手术者的插入部的形状的把握变得容易。

[0038] 在操作部17中设有操作按钮(开关)等,能够经由该操作按钮使来自第一方向的视点(第一视点)以及来自第二方向的视点(第二视点)绕规定的旋转轴旋转。另外,操作部17的操作按钮能够在维持第一视点、第二视点间的规定角度之差(例如 ± 90 度)的状态下,使第一视点、第二视点相对于插入部16绕规定的旋转轴旋转。此外,在维持第一视点、第二视点间的规定角度之差的状态下,使第一视点、第二视点相对于插入部16绕规定的旋转轴旋转的操作机构不限于该操作按钮,也可以由键、杆等来实现。

[0039] 图3是在以往的方式中将第一三维图像、第二三维图像并排显示的画面显示的例子。图3的右侧的图像是例如以磁场产生装置23的中心为视点的第一三维图像,左侧的图像是将第一三维图像的视点的位置以旋转轴R为中心旋转90度后的第二三维图像。

[0040] 插入到体内的插入部16沿着大肠插入,因此配置为沿腹部横向具有扩展。在患者P与磁场产生装置23如图2那样配置时,从磁场产生装置23侧观察到的图像与从正面观察腹部的状态对应,因此在将视点置于磁场产生装置23的中心的图3右侧的第一三维图像中,描绘出插入部16沿宽度方向扩宽的状态。与之相对,左侧的第二三维图像与从侧腹方向观察患者P的腹部的图像对应,因此插入部16朝宽度方向的扩展相对较小。

[0041] 但是,在以往的显示方法中,未考虑因视点的位置而使插入部16朝宽度方向的扩展较大不同,对于第一三维图像、第二三维图像而应用相同的修边宽度。即,如图3所示,第一三维图像、第二三维图像的分界线B1位于画面S的中心,两图像的宽度相等。此时,在左侧的第二三维图像中,在插入部16的图像的两侧存在较宽的空白区域,描绘空间存在浪费。此外,在本实施方式中,将第一三维图像、第二三维图像的放大率设定为相等值。

[0042] 与之相对,在本实施方式中,与第一三维图像、第二三维图像所描绘的插入部16的宽度相配合地调整第一三维图像、第二三维图像的修边宽度,防止在插入部16的宽度窄的一侧的图像的左右设置不必要的空白区域,能够高效地利用描绘空间。如图4所示,第一三维图像、第二三维图像(左右的图像)的分界线成为B2,两图像的宽度与描绘的插入部16的横宽相配合地调整。例如,在图4右侧的第一三维图像中,描绘的插入部16的最大宽度较宽,与之相对,在左侧的第二三维图像中,描绘的插入部16的最大宽度相对较小。在这种情况下,信号处理部22调整第一三维图像以及第二三维图像的宽度,使得右侧的第一三维图像的宽度变得大于左侧的第二三维图像的宽度。根据该结构,描绘的插入部的宽度较大的图像在修边后显示得较大,基于手术者的插入部的形状的可视性提高。

[0043] 修边宽度例如可以通过按照从各视点观察的三维图像中的插入部16的最大宽度之比将画面S左右分割的方式设定各图像的修边宽度,例如也可以基于直至最远离穿过第一线圈20的位置的重心的Y轴的第一线圈20为止的距离设为最大的修边宽度(将视点置于磁场产生装置23的中心时的三维图像的修边宽度),将向其乘以规定系数(<1)而成的值设为将视点旋转 ± 90 度时的修边宽度。此外,规定系数根据在体内的插入部16的通常的宽度方向、进深方向之比来求出。

[0044] 另外,本实施方式的内窥镜形状把握系统10例如通过操作部17的规定的按钮的操作或者键操作等,一边维持第一三维图像、第二三维图像间的描绘方向的关系,一边使两图像的视点能够绕旋转轴R旋转。此时,两修边宽度根据旋转角来变化,视点置于磁场产生装置23的中心时的三维图像的修边宽度成为最大,并且在从该处将视点旋转 ± 90 度时三维图像的修边宽度成为最小。即,在第一三维图像、第二三维图像的视点的位置相差 ± 90 度时,当任意的图像从磁场产生装置23的中心的视点位置旋转 ± 45 度时,修边宽度变得相等,画面S沿左右2等分。此外,在本说明中,修边宽度之比与画面S的分割比对应。

[0045] 如以上那样,根据本实施方式,在同时显示从不同方向观察的内窥镜插入部的第一三维图像以及第二三维图像的内窥镜形状把握系统中,通过与第一三维图像以及第二三维图像中的插入部的宽度相配合地调整第一三维图像以及第二三维图像的修边宽度,能够减少不必要的空白而高效地显示图像。由此,能够将显示的插入部的图像的放大率设定得更大,插入部的形状把握变得更加容易。

[0046] 在本实施方式中,将插入部的三维图像显示于三维位置测定系统的监视器,但例如在电子内窥镜装置的监视器装置中,在成为主画面的内窥镜图像(大画面)的旁边作为副画面(小画面)而显示插入部的三维图像的情况等、利用小画面来显示插入部的三维图像的情况是特别有效的。

[0047] 在本实施方式中,以电子内窥镜为例进行了说明,但本发明也能够适用于使用了图像引导光纤等的内窥镜。另外,在本实施方式中,沿着电子镜的插入部配置有多个第一线圈,但也可以构成为例如在探头状的器具中设置多个第一线圈,利用钳子来装配该器具。该

情况下,设于插入部的第一线圈能够构成为,不经由连接器部而与信号处理部直接连接,使三维位置测定装置与内窥镜独立。另外,在本实施方式中,利用在患者的体外配置的外部装置的第二线圈产生磁场,利用在患者的体内配置的第一线圈检测该磁场,但也可以构成为利用第一线圈产生磁场、并利用第二线圈检测磁场。另外,三维位置测定装置也可以不是磁场式,只要能够检测插入部的三维位置信息,也可以是任意形式。例如也可以是光学式的三维位置测定装置。

[0048] 另外,三维位置测定装置12也可以进一步具备数字变焦显示用的图像处理部。图像处理部具有数字变焦电路,构成为能够进行数字变焦。在此,数字变焦是指,放大或者缩小图像的图像处理。图像处理部构成为,至少对第一三维图像、第二三维图像中的任一者执行数字变焦处理。另外,图像处理部构成为,相对于数字变焦处理后的第一三维图像、第二三维图像执行上述的修边宽度的调整。图像处理部向监视器24输出调整了修边宽度的第一三维图像以及第二三维图像。当在电子内窥镜的观察中进行数字变焦显示时,三维图像从监视器24的宽度溢出的可能性增高,但通过对数字变焦处理后的图像进行上述的修边宽度的调整,能够防止图像的溢出。因此,能够进行更舒适的电子内窥镜观察。

[0049] 附图标记

[0050] 10 内窥镜形状把握系统

[0051] 11 电子内窥镜装置

[0052] 12 三维位置测定装置

[0053] 13 电子镜身主体

[0054] 16 插入部

[0055] 19 拍摄元件

[0056] 20 第一线圈

[0057] 22 信号处理部

[0058] 23 磁场产生装置(外部装置)

[0059] 24 监视器。

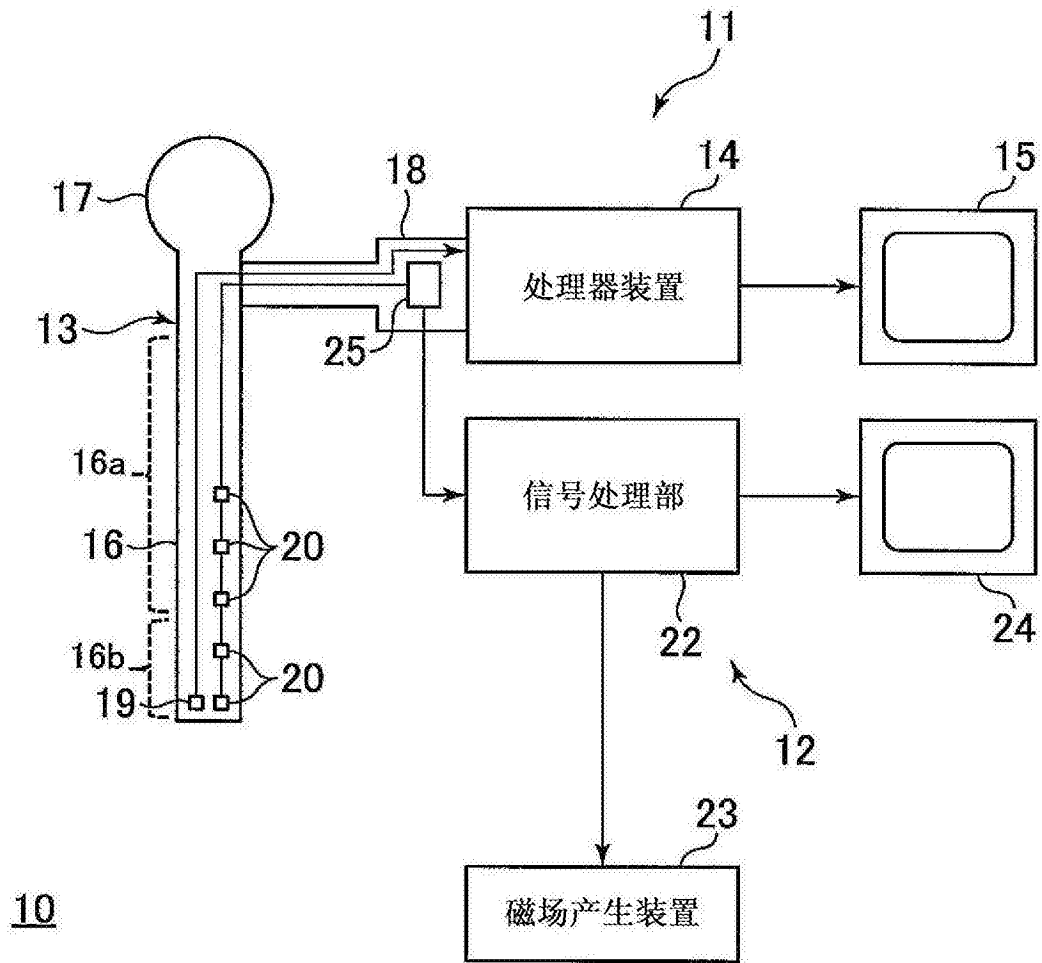


图1

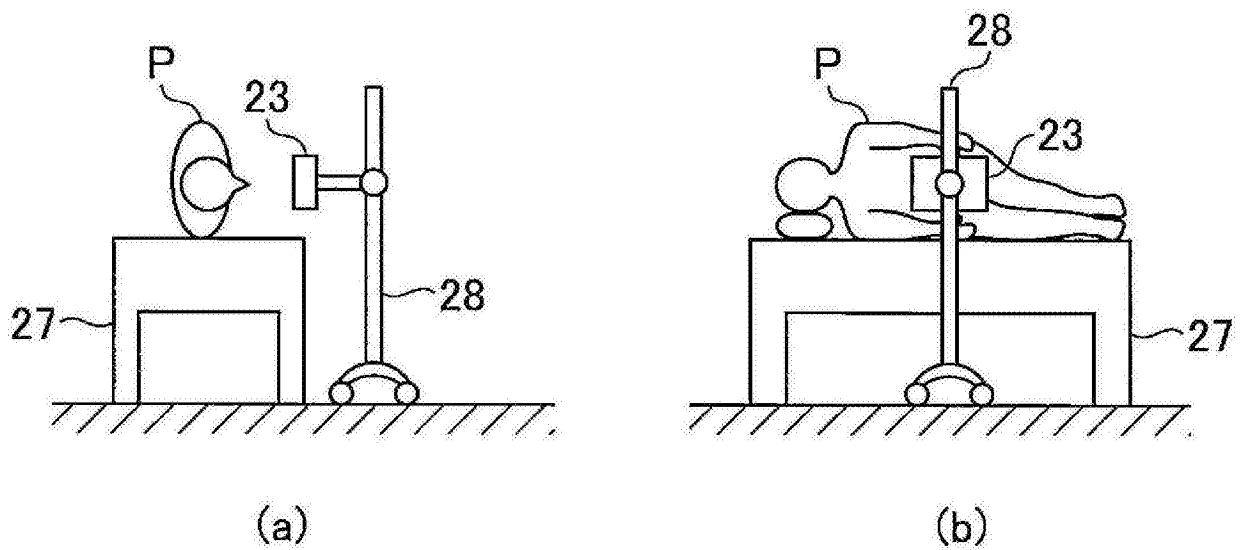


图2

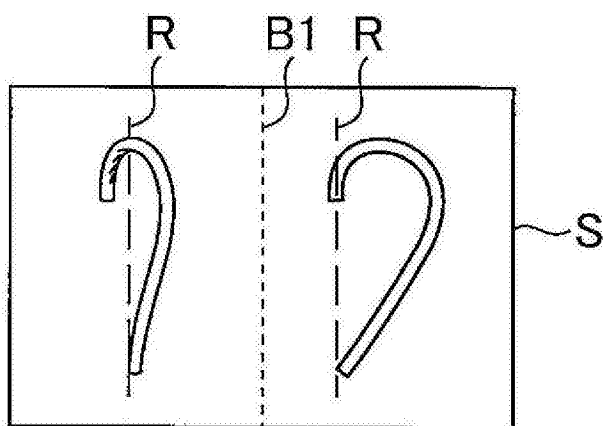


图3

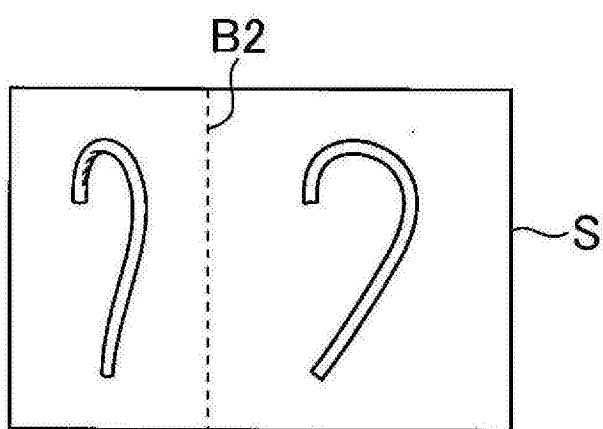


图4

专利名称(译)	内窥镜形状把握系统		
公开(公告)号	CN107438390A	公开(公告)日	2017-12-05
申请号	CN201780000926.2	申请日	2017-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	丹内克哉 远藤干治		
发明人	丹内克哉 远藤干治		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24		
优先权	2016070381 2016-03-31 JP		
其他公开文献	CN107438390B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种内窥镜形状把握系统。内窥镜装置利用三维位置测定装置基于内窥镜镜身的插入部的位置信息，生成从第一视点观察的插入部的第一三维图像，并且生成从在使第一视点绕规定的旋转轴旋转90度的位置配置的第二视点观察的插入部的第二三维图像，与第一三维图像和第二三维图像中的插入部的宽度相配合地调整第一三维图像和第二三维图像的修边宽度，调整分界线B2的位置。

