

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 1/00 (2006.01)  
G02B 23/24 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580035688.6

[45] 授权公告日 2009年7月8日

[11] 授权公告号 CN 100508871C

[22] 申请日 2005.10.24

[21] 申请号 200580035688.6

[30] 优先权

[32] 2004.10.26 [33] JP [31] 311312/2004

[32] 2004.11.10 [33] JP [31] 326871/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/019509 2005.10.24

[87] 国际公布 WO2006/046516 日 2006.5.4

[85] 进入国家阶段日期 2007.4.18

[73] 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 织田朋彦 丹羽宽 小野田文幸

佐藤稔 三宅宪辅 三好义孝

相沢千惠子

[56] 参考文献

JP3420084B2 2003.6.23

CN2540156Y 2003.3.19

JP2004-283601A 2004.10.14

JP2000-93387A 2000.4.4

审查员 李燕

[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

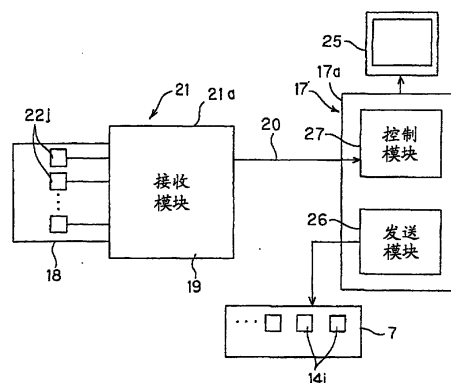
权利要求书 5 页 说明书 24 页 附图 19 页

[54] 发明名称

内窥镜形状检测装置

[57] 摘要

本发明提供一种内窥镜形状检测装置。所述内窥镜形状检测装置从发送模块对配置于内窥镜插入部内和内窥镜外部的两者中的一方的磁场产生元件供给驱动信号。磁场产生元件所产生的磁场被配置于另一方的磁场检测元件所检测，该信号被接收模块接收。控制模块对来自接收模块的信号进行控制处理，该控制处理包括根据配置于所述内窥镜插入部内的所述磁场产生元件或所述磁场检测元件的位置信息计算所述内窥镜插入部的形状的处理。相对于所述发送模块和控制模块独立形成接收模块，该接收模块具备至少放大所述磁场检测元件检测到的信号的放大电路。



1.一种内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述内窥镜形状检测装置具备：

发送模块，其对配置于内窥镜插入部内和内窥镜外部两者中的一方的磁场产生元件供给驱动信号；

接收模块，其接收由配置于内窥镜插入部内和内窥镜外部两者中的另一方的磁场检测元件检测到所述磁场产生元件所产生的磁场的信号；以及

控制模块，其对来自所述接收模块的信号进行控制处理，该控制处理包括根据配置于所述内窥镜插入部内的所述磁场产生元件或所述磁场检测元件的位置信息计算所述内窥镜插入部的形状的处理，

相对于所述发送模块和控制模块独立形成所述接收模块，该接收模块具备至少对所述磁场检测元件检测到的信号进行放大的放大电路。

2.根据权利要求 1 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块被收容在与收容所述发送模块和控制模块的壳体不同的壳体内，由此所述接收模块形成为与所述发送模块和控制模块相独立。

3.根据权利要求 1 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块具有：所述放大电路，其对所述磁场检测元件检测到的信号进行放大；以及模数转换电路，其将由所述放大电路进行放大后的模拟信号转换为数字信号。

4.根据权利要求 3 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块还具有将所述数字信号转换为串行信号的串行信号转换电路。

5.根据权利要求 1 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块经由信号传送线缆连接内置有所述发送模块和所述控制模块的控制装置，该信号传送线缆至少传送由所述放大电路进行放大后的信号。

6.根据权利要求 3 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块将利用所述模数转换电路转换后的数字信号传送给所述控制模块。

7.根据权利要求 4 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块将所述串行信号传送给所述控制模块。

8.根据权利要求 3 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述控制模块对所述接收模块的所述模数转换电路发送控制信号。

9.根据权利要求 4 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述控制模块具有将所述串行信号转换为并行信号的串行/并行转换电路。

10.根据权利要求 1 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块具有将由所述磁场检测元件进行检测、由所述放大电路进行放大后的信号转换成光信号的光信号转换电路。

11.根据权利要求 3 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块具有将所述数字信号转换成光信号的光信号转换电路。

12.根据权利要求 10 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块利用光信号对所述控制模块进行信号传送。

13.根据权利要求 1 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块具有以无线方式发送由所述磁场检测元件进行检测、由所述放大电路进行放大后的信号的无线电路。

14.根据权利要求 3 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块具有以无线方式发送由所述磁场检测元件进行检测、由所述放大电路进行放大后的信号的无线电路。

15.根据权利要求 13 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块以无线方式对所述控制模块传送由所述磁场检测元件进行检测、由所述放大电路进行放大后的信号。

16.根据权利要求 1 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块被收容在与收容了多个所述磁场检测元件的检测单元不同的壳体内，并且，所述接收模块经由信号线缆可自由装卸地与所述检测单元连接。

17.根据权利要求 1 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块的至少所述放大电路部分被收容在具有电磁屏蔽功能的屏蔽壳体内。

18.根据权利要求1所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述发送模块被收容在具有电磁屏蔽功能的屏蔽壳体内。

19.根据权利要求1所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，在所述接收模块上设置有安装单元，该安装单元可自由装卸地安装到作为所述内窥镜的检查对象的患者上。

20.根据权利要求1所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，所述接收模块被设置于作为所述内窥镜的检测对象的患者所躺的床上。

21.一种内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述内窥镜插入形状检测装置具有：

装置主体，其具有：驱动信号产生单元，其向多个磁场产生元件供给驱动信号，使多个磁场产生元件产生磁场、以及运算控制部，其接收由多个磁场检测元件检测到的信号，来计算内窥镜插入部的形状，所述多个磁场检测元件用于检测所述多个磁场产生元件所产生的磁场；以及

线圈单元，其相对于配设在所述内窥镜插入部内的所述多个磁场产生元件和对由所述磁场产生元件产生的磁场进行检测的磁场检测元件中的一方，配设了所述磁场产生元件和所述磁场检测元件中的另一方，

所述线圈单元与所述装置主体分开，并且，所述线圈单元配设在相对于插入了所述内窥镜插入部的被检者独立的位置上。

22.根据权利要求21所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，在所述线圈单元的两侧形成有用于对被检者进行定位并支撑在容易进行所述内窥镜插入部的形状检测的姿势或位置上的支撑部。

23.根据权利要求21所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，在所述线圈单元上设有通过螺纹孔进行螺设的固定部件。

24.根据权利要求22所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，在所述线圈单元上设有通过螺纹孔进行螺设的固定部件。

25.根据权利要求21所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述线圈单元被分割为2个单元部。

26.根据权利要求22所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述线圈单元被分割为2个单元部。

27.根据权利要求 21 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述线圈单元被固定设置在形成于床上的作为定位部的凹部。

28.根据权利要求 22 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述线圈单元被固定设置在形成于床上的作为定位部的凹部。

29.根据权利要求 21 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述线圈单元被固定设置在单元支撑臂上，所述单元支撑臂被承接部件所支撑。

30.根据权利要求 22 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述线圈单元被固定设置在单元支撑臂上，所述单元支撑臂被承接部件所支撑。

31.根据权利要求 29 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述单元支撑臂具有可挠臂，该可挠臂是能够使所述单元支撑臂保持在三维空间的任意位置和方向上的保持单元。

32.根据权利要求 30 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述单元支撑臂具有可挠臂，该可挠臂是能够使所述单元支撑臂可移动地保持在三维空间的任意位置和方向上的保持单元。

33.根据权利要求 29 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述承接部件在基座上固定设置有脚轮而可以自由移动。

34.根据权利要求 30 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，所述承接部件在基座上固定设置有脚轮而可以自由移动。

35.根据权利要求 29 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，作为所述承接部件的臂支撑块被设置于所述装置主体上。

36.根据权利要求 30 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，作为所述承接部件的臂支撑块被设置于所述装置主体上。

37.根据权利要求 29 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，作为所述承接部件的臂支撑块被设置于床的一侧。

38.根据权利要求 30 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，作为所述承接部件的臂支撑块被设置于床的一侧。

39.根据权利要求 37 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，

---

作为所述承接部件的臂支撑块经由夹紧部可以自如装卸地设置在所述床上。

40.根据权利要求 29 所述的内窥镜插入形状检测装置，其特征在于，作为所述承接部件的基座被固定设置于设施上。

## 内窥镜形状检测装置

### 技术领域

本发明涉及内窥镜形状检测装置，其检测插入到体腔内等的内窥镜的插入形状等，进行显示。

### 背景技术

近年来，内窥镜在医疗用领域和工业用领域中得到广泛使用。例如，从肛门侧对下部消化管内进行检查的情况，为了将插入部顺利地插入到曲折的体腔内，手术医生需要具有一定程度的熟练度。并且，手术医生进行插入时，需要根据消化管的曲折，弯曲操作设置于插入部的弯曲部，顺利地插入，为此，需要能够知道插入部的前端位置位于体腔内的哪个位置、当前的插入部的插入状态。

因此，提出了各种使用磁场检测内窥镜的插入状态的形状的内窥镜形状检测装置，并构成了将该窥镜形状检测装置组合到内窥镜装置上的内窥镜系统。

例如，日本专利第 3420084 号公报中，公开了图 29 和图 30 所示的内窥镜形状检测装置 100。

图 29 所示的内窥镜形状检测装置 100 具有线圈单元 101 和装置主体部 103，该线圈单元 101 规则地排列有多个读出线圈（sense coil）且设有检测面 102，该多个读出线圈检测设置于探头 113 上的磁场产生用源线圈（source coil）产生的磁场，该探头 113 插通于图 30 所示的内窥镜 111 的插入部 112 内来进行配置。

在该装置主体部 103 的内部经由支柱 105 一体构成有控制装置 104，该控制装置 104 内置有：发送模块，其对设置于所述探头 113 的源线圈供给驱动信号；接收模块，其接收从读出线圈传送的信号；以及控制模块，其具有 CPU（中央处理单元），所述 CPU 根据该接收模块检测到的接收信

号或所述发送模块生成的驱动信号，进行内窥镜形状的计算处理等。

所述支柱 105 在上下滑动的移动柱的前端部配设有线圈单元 101，在线圈单元 101 的上端可装卸地配置有显示插入部 112 的插入形状的液晶监视器 106。并且，所述控制装置 104 和支柱 105 固定于基座 108，该基座 108 上配置了多个脚轮 107 且由具有刚性的金属部件等形成。

另外，所述装置主体部 103 的前面 103f 设置有如下部件：标记器连接器 109，其连接有从多个标记器延伸的标记器线缆，该多个标记器用于表示在进行内窥镜检查期间插入到患者体腔内的内窥镜 111 与体腔外的位置关系；探头连接器 110，其与探头 113 连接，该探头 113 配置有多个产生磁场的源线圈，例如，装置主体部 103 的侧面设置有用于进行主电源的接通/断开操作的电源开关 99。如图 30 所示，进行内窥镜检查时，在承载患者 114 的检查床 115 附近配置内窥镜装置 116 和内窥镜形状检测装置 100，构成内窥镜系统。

并且，手术医生 117 站立的位置附近配置有拖车 119，该拖车 119 上装配了内窥镜装置 116 的周边装置、即光源装置、视频处理器以及内窥镜观察用监视器 118，连接有内窥镜检查和处置所需的内窥镜 111 和管以及线缆类 120。

而且，手术医生在内窥镜检查期间将从多个标记器 122 延伸的标记器线缆 121 连接到与检查床 115 相邻配置的内窥镜形状检查装置 100 的标记器连接器 109（参照图 29）上，并且，将配置有多个源线圈的探头 113 连接到探头连接器 110 上。此外，手术医生经由内窥镜 111 的操作部 125 的插入口将该探头 113 插入到插入部 112 内。

另外，当内窥镜 111 的插入部 112 插入到患者 114 内时，监视器 118 上显示插入形状。该现有例中，线圈单元 101 和控制装置 104 经由支柱 105 一体构成。

此外，该现有例中，控制装置 104 内置有：发送模块，其向源线圈供给驱动信号；接收模块，其接收从读出线圈传送的信号；以及控制模块，其具有 CPU（中央处理单元），所述 CPU 根据该接收模块检测到的接收信号或所述发送模块生成的驱动信号，进行内窥镜形状的计算处理等。

上述现有例中，在控制装置 104 内设置发送模块、接收模块以及控制模块，所以例如控制模块产生的控制信号、发送模块产生的驱动信号容易作为噪声混入到信号线或放大电路的信号输入部，所述信号线用于将读出线圈接收（检测）到的微弱的信号输入到接收模块的放大电路。

若像这样读出线圈接收到的微弱的信号中混入噪声，则存在如下缺陷，读出线圈所检测的接收信号（检测信号）的 S/N 变差，插入形状的检测精度下降。

本发明是鉴于上述课题而进行的，其目的在于，提供一种内窥镜形状检测装置，其不易受到驱动信号等引起的噪声的影响，能够高精度地检测形状。

#### 发明内容

本发明的内窥镜形状检测装置，其具备：发送模块，其向配置于内窥镜插入部内和内窥镜外部两者中的一方的磁场产生元件供给驱动信号；接收模块，其接收配置于内窥镜插入部内和内窥镜外部两者中的另一方的磁场检测元件检测到所述磁场产生元件所产生的磁场的信号；以及控制模块，其对来自所述接收模块的信号进行控制处理，该控制处理包括根据配置于所述内窥镜插入部内的所述磁场产生元件或所述磁场检测元件的位置信息计算所述内窥镜插入部的形状的处理，所述内窥镜形状检测装置的特征在于，相对于所述发送模块和控制模块独立形成所述接收模块，该接收模块具备至少对所述磁场检测元件检测到的信号进行放大的放大电路。

根据上述结构，利用独立于供给驱动信号的发送模块和控制模块的放大电路来放大所述磁场检测元件检测到的信号，因此，即使驱动信号及其它信号作为噪声混入到放大后的信号，也能够减轻其影响，能够不使 S/N 劣化，进行高精度的形状检测。

#### 附图说明

图 1 是示出具有本发明的实施例 1 的内窥镜系统的结构的框图。

图 2 是以基准坐标系示出内置于线圈单元的线圈的配置例的图。

图 3 是示出图 1 中的内窥镜装置形状检测装置的结构框图。

图 4 是示出图 3 的接收模块和控制模块的内部结构的框图。

图 5 是示出接收模块的更详细结构的框图。

图 6 是双端口存储器等的动作的时序图。

图 7 是示出变形例中的接收模块和控制模块之间的信号传送部附近的结构的框图。

图 8 是示出设置有本发明的实施例 2 中的接收装置的床的俯视图。

图 9 是以截面示出承载患者的状态下从图 8 的侧方观看床内部的图。

图 10 是示出第一变形例中的接收模块和控制模块的信号传送部附近的结构的框图。

图 11 是示出第二变形例中的接收模块和控制模块的信号传送部附近的结构的框图。

图 12 是示出设置有本发明的实施例 3 的接收装置的床的俯视图。

图 13 是图 12 的侧视图。

图 14 是示出第一变形例中的接收装置的侧视图。

图 15 是示出设置有第二变形例中的接收装置的床的俯视图。

图 16 是示出内窥镜插入形状检测装置的整体结构的立体图。

图 17A 是从检测面侧观看读出线圈单元的立体图。

图 17B 是从背面侧观看读出线圈单元的立体图。

图 18A 是示出读出线圈单元和床的立体图。

图 18B 是将读出线圈单元安装到床上的状态的立体图。

图 19 是将读出线圈单元安装到单元支撑臂上的状态的立体图。

图 20 是将单元支撑臂安装到支架上的状态的立体图。

图 21 是将单元支撑臂安装到检查床的侧护架 (side guard frame) 上的状态的立体图。

图 22 是具有夹紧部 (clamp) 的臂支撑块的立体图。

图 23 是示出不同于图 16 的其它实施例的内窥镜插入形状检测装置的整体结构的立体图。

图 24 是将不同于图 16 的其它实施例的读出线圈单元安装到单元支撑

臂上的状态的立体图。

图 25A 是从背面侧观看不同于图 16 的实施例中的读出线圈单元的立体图。

图 25B 是将读出线圈单元安装到床上的状态的立体图。

图 26A 是将不同于图 16 的其它实施例中的单元支撑臂折叠的状态的说明图。

图 26B 是将单元支撑臂延伸的状态的说明图。

图 27A 是将不同于图 16 的其它实施例中的读出线圈单元展开的状态的立体图。

图 27B 是将读出线圈单元折叠成 2 部分的状态的立体图。

图 28A 是将不同于图 16 的其它实施例中的读出线圈单元展开的状态的立体图。

图 28B 是从中央分开了读出线圈单元的状态的立体图。

图 29 是示出现有例的内窥镜形状检测装置的立体图。

图 30 是利用现有例进行内窥镜检查的情况的图。

### 具体实施方式

下面，参照附图，说明本发明的实施例。

#### (实施例 1)

参照图 1~图 7，说明本发明的实施例 1。

如图 1 所示，内窥镜系统 1 具有：内窥镜装置 2，其进行内窥镜检查；以及实施例 1 的内窥镜形状检测装置 3，其用于辅助内窥镜检查，该内窥镜形状检测装置 3 用作手术医生将电子内窥镜 6 的插入部 7 插入到躺在床 4 上的患者 5 的体腔内、进行内窥镜检查时的插入辅助单元。

电子内窥镜 6 的结构如下：具有可挠性的细长的插入部 7 的后端形成有操作部 8，该操作部 8 设置有弯曲操作旋钮，从该操作部 8 的侧部延伸出通用线缆 9，该通用线缆 9 与进行信号处理等的视频处理器（或视频成像系统）10 连接。

该电子内窥镜 6 插通有光导，传播来自视频处理器 10 内的光源部的

照明光，射出从设置于插入部 7 前端的照明窗传播的照明光，对患部等进行照明。照明到的患部等的被摄体通过安装于观察窗的物镜在配置于该成像位置的摄像元件上成像，该观察窗与照明窗相邻设置，该摄像元件进行光电转换。

利用视频处理器 10 内的影像信号处理部对进行了光电转换的信号进行信号处理，生成标准的影像信号，显示到与视频处理器 10 连接的图像观察用监视器 11 上。

该电子内窥镜 6 上设置有钳子通道 12，从该钳子通道 12 的插入口 12a 插入具有例如 16 个作为磁场产生元件的源线圈 14a、14b、...、14p（下面，以符号 14i 为代表）的探头 15（参照图 4），从而在插入部 7 内设置源线圈 14i。

从该探头 15 的后端延伸出的源线缆（source cable）16 后端的连接器 16a 可装卸地与作为内窥镜形状检测装置 3 的装置主体的信号处理装置 17 连接。而且，从信号处理装置 17 侧经由作为信号传递单元的源线缆 16 对作为磁场产生元件的源线圈 14i 施加某频率的驱动信号，从而源线圈 14i 向周围放射该磁场所产生的电磁波。

此外，该信号处理装置 17 经由信号线缆 20 与配置于患者 5 所躺的床 4 附近的接收模块（或检测模块）19 连接，该接收模块 19 与线圈单元 18 连接。另外，由线圈单元 18 和接收模块 19 形成接收装置（或检测装置）21。

该接收模块 19 上安装有线圈单元 18，该线圈单元 18 例如可沿上下方向自由移动（升降），在该线圈单元 18 内作为磁场检测元件配置有多个读出线圈。

更具体的说明如下，如图 2 所示，例如配置有如下的 12 个读出线圈（下面用符号 22j 代表）：读出线圈 22a-1、22a-2、22a-3、22a-4，它们中心的 Z 坐标为第一 Z 坐标，且朝向例如 X 轴；读出线圈 22b-1、22b-2、22b-3、22b-4，它们中心的 Z 坐标为不同于第一 Z 坐标的第二 Z 坐标，且朝向 Y 轴；以及读出线圈 22c-1、22c-2、22c-3、22c-4，它们中心的 Z 坐标为第三 Z 坐标，且朝向 Z 轴，该第三 Z 坐标不同于第一 Z 坐标和第二 Z 坐标。

读出线圈 22j 经由从线圈单元 18 延伸出的未图示的线缆与接收模块 19 连接。如后所述, 该接收模块 19 将读出线圈 22j 检测到的信号进行放大等之后, 通过 A/D 转换从模拟信号转换为数字信号。而且, 该数字信号经由信号线缆 20 传送到信号处理装置 17。

此外, 在信号处理装置 17 内的控制模块 27 中, 通过各源线圈 14i 的位置的计算处理、各位置的计算, 进行插入部形状的推测处理、用于显示推测到的插入部形状的图像的显示处理等, 在液晶监视器 25 上显示插入部形状的图像。

本实施例中, 这样, 可以将接收模块 19 以及信号处理装置 17 设计成分离配置的独立个体, 该接收模块 19 对读出线圈 22j 接收到的信号进行放大等, 转换为不易受到噪声引起的影响的信号, 该读出线圈 22j 检测源线圈 14i 所产生的微弱的信号, 该信号处理装置 17 包括发送模块 26 和控制模块 27, 该发送模块 26 产生用于驱动源线圈 14i 的驱动信号, 该控制模块 27 进行包括计算插入形状在内的控制处理。

具体地说, 如图 3 所示, 本实施例中, 内窥镜形状检测装置 3 的结构如下: 信号处理装置 17 与独立于该信号处理装置 17 的接收装置 21 经由进行信号传送的信号线缆 20 连接, 该信号处理装置 17 内置有发送模块 26 和控制模块 27。即, 信号处理装置 17 与接收装置 21 分别收容在各个壳体 17a 和 21a 内, 可以增大两者的距离, 或分开配置。因而, 能够减轻电信号在两者之间作为噪声给予的影响。

另外, 接收装置 21 由内置了多个读出线圈 22j 的线圈单元 18 和接收模块 19 构成, 接收模块 19 放大读出线圈 22j 检测到的信号, 并且, 进行 AD (模拟/数字) 转换等处理之后, 利用信号线缆 20 将处理后的信号发送给信号处理装置 17 的控制模块 27。

控制模块 27 根据 AD 转换后的信号检测各源线圈 14i 的位置, 然后, 进行显示插入部 7 的 shape 的处理, 将内窥镜 (插入) 形状的视频信号发送给作为内窥镜形状的显示单元的液晶监视器 25, 在液晶监视器 25 的显示面上显示内窥镜形状。并且, 该控制模块 27 还进行发送模块 26 的驱动信号的供给定时等的控制处理。

另外，信号处理装置 17 上设置有用于使用者对装置进行操作的操作面板 24（参照图 1）。

如图 4 所示，如上所述，在设置于电子内窥镜 6 的插入部 7 内的探头 15 上以一定间隔配置有用于生成磁场的 16 个源线圈 14i，这些源线圈 14i 与构成发送模块 26 的源线圈驱动电路部 31 连接，该源线圈驱动电路部 31 例如生成 16 个频率互不相同的驱动信号。

源线圈驱动电路部 31 例如以频率各不相同的正弦波的驱动信号驱动各源线圈 14i，这些驱动频率利用源线圈驱动电路部 31 内部的未图示的驱动频率设定数据存储单元或驱动频率设定数据记忆单元中存储的驱动频率设定数据（表述为驱动频率数据）来进行设定。

该驱动频率数据通过在控制模块 27 中进行内窥镜形状的计算处理等的 CPU（中央处理单元）32 经由 PIO（并行输入输出电路）33 存储到源线圈驱动电路部 31 内的驱动频率设定数据存储单元中（未图示）。

另一方面，线圈单元 18 内的读出线圈 22j 与构成接收模块 19 的读出线圈信号放大电路部 34 连接。

如图 5 所示，在读出线圈信号放大电路部 34 中，构成读出线圈 22j 的 12 个单芯线圈 22k 分别与放大电路 35k 连接，设置 12 个系统的处理体系，各单芯线圈 22k 检测到的微小的信号被放大电路 35k 放大。被放大的信号利用拥有使源线圈组所产生的多个频率通过的频段的滤波器电路 36k 来去除（频段以外的）不要成分，输出到输出缓存 37k 之后，利用 ADC（模拟/数字转换器）38k 转换成可利用控制模块 27 读取的数字信号。

另外，接收模块 19 由读出线圈信号放大电路部 34 和 ADC 38k 构成，读出线圈信号放大电路部 34 由放大电路 35k、滤波器电路 36k、以及输出缓存 37k 构成。

并且，在本实施例中，为了更加不易受到噪声的影响，在图 4 的接收模块 19 中，例如双点划线所示，读出线圈信号放大电路部 34 收容于具有将噪声等电磁屏蔽的功能的屏蔽壳体 30a 内。

另外，也可以将整个接收模块 19 收容于屏蔽壳体内。本实施例中，

由于还在接收模块 19 内对 ADC 38k 施加了时钟，所以为了不使该时钟作为噪声混入到使用微弱信号的读出线圈信号放大电路部 34 中，仅将读出线圈信号放大电路部 34 屏蔽。另外，在要屏蔽读出线圈信号放大电路部 34 的情况下，也可以仅将图 5 所示的放大电路 35k 部分屏蔽。

并且，同样地在发送模块 26 中，为了降低放射到外部的噪声，源线圈驱动电路部 31 被收容在图 4 的双点划线所示的屏蔽壳体 30b 内。

而且，如图 4 所示，来自该读出线圈信号放大电路部 34 的输出传送到所述 ADC 38k，利用从控制信号产生电路部 40 供给的时钟转换为预定采样周期的数字数据。并且，ADC 38k 生成的数字数据通过来自控制信号产生电路部 40 的控制信号，经由数据传送线 41 传送，写入到与该数据传送线 41 连接的双端口存储器 42 中，该数据传送线 41 插通于信号线缆 20 内、并由多个信号线形成。

此外，来自控制信号产生电路部 40 的 AD 转换用的时钟或控制信号(具体地说 AD 转换开始信号)也经由信号线缆 20 内的信号线传送到 ADC 38k。

另外，如图 5 所示，在功能上双端口存储器 42 由本地控制器 42a、第一 RAM 42b、第二 RAM 42c 以及总线开关 42d 构成。而且，利用图 6 所示的定时，根据来自本地控制器 42a 的 AD 转换开始信号，ADC 38k 开始 A/D 转换。然后，根据来自本地控制器 42a 的切换信号，总线开关 42d 切换 RAM 42b、42c，并且，交替将第一 RAM 42b、第二 RAM 42c 用作读取存储器和写入存储器，利用写入信号，在接通电源后，始终进行数据取入。

再次返回到图 4，CPU 32 经由内部总线 46 读出利用来自控制信号产生电路部 40 的控制信号写入到双端口存储器 42 的数字数据，该内部总线 46 由本地数字总线 43、PCI 控制器 44 以及 PCI 总线 45 (参照图 5) 构成。

而且，如后所述，CPU 32 使用主存储器 47 对数字数据进行频率提取处理(快速傅立叶变换: FFT)或同步检波等，分离提取出与各源线圈 14i 的驱动频率对应的频率成分的磁场检测信息。CPU 32 根据分离出的磁场检测信息的各数字数据计算设置于电子内窥镜 6 的插入部 7 内的各源线圈 14i 的空间位置坐标。

并且，根据计算出的位置坐标的数据，推测电子内窥镜 6 的插入部 7

的插入状态，生成形成内窥镜形状图像的显示数据，输出到视频 RAM 48。视频信号产生电路 49 读出写入到该视频 RAM 48 的数据，转换成模拟的视频信号，输出给液晶监视器 25。

通过向液晶监视器 25 输入该模拟的视频信号，从而在液晶监视器 25 的显示画面上显示电子内窥镜 6 的插入部 7 的插入形状。

在 CPU 32 中，计算出与各源线圈 14i 对应的磁场检测信息、即构成各读出线圈 22j 的单芯线圈 22k 上产生的电动势（正弦波信号的振幅值）和相位信息。另外，相位信息包括电动势的极性 $\pm$ 。

说明这种结构的本实施例的作用。

如图 1 所示，将探头 15 插通到电子内窥镜 6 的钳子通道 12 内，将该电子内窥镜 6 连接到视频处理器 10 上，并且，将探头 15 的源线缆 16 连接到信号处理装置 17 上。

并且，手术医生将安装了线圈单元 18 的接收模块 19 设置于床 4 上的患者 5 附近，利用信号线缆 20 将该接收模块 19 连接到信号处理装置 17 上。

然后，手术医生将电子内窥镜 6 的插入部 7 插入到患者 5 的体腔内。设置于插入部 7 内的探头 15 中内置的各源线圈 14i 通过来自发送模块 26 的驱动信号向周围产生磁场。

所产生的磁场被线圈单元 18 的各读出线圈 22j 检测到之后，分别利用放大电路 35k 进行放大。放大后的信号经由滤波器电路 36k 等之后，由 ADC 38k 转换成数字信号（数字数据）。各数字数据经由信号线缆 20 存储到信号处理装置 17 的构成控制模块 27 的双端口存储器 42 中。

双端口存储器 42 中存储的数字数据通过构成控制模块 27 的 CPU 32 进行快速傅立叶变换或通报检波等，分离提取驱动信号的频率的信号成分。而且，CPU 32 根据进一步分离提取出的各数字数据计算设置于电子内窥镜 6 的插入部 7 内的各源线圈 14i 的空间位置坐标，根据计算出的位置坐标数据推测出电子内窥镜 6 的插入部 7 的插入状态，生成用于形成内窥镜形状图像的显示数据，输出给视频 RAM 48。

视频信号产生电路 49 读出写入到该视频 RAM 48 的数据，转换成模

拟的视频信号，输出给液晶监视器 25。通过向液晶监视器 25 输入该模拟视频信号，在液晶监视器 25 的显示画面上显示电子内窥镜 6 的插入部 7 的插入形状、即内窥镜插入形状。

之后，手术医生参考所显示的内窥镜插入形状，能够推测体腔内的插入部 7 的形状、前端部附近的位置等，用于为更加顺利地插入的辅助中。

本实施例中，读出线圈 22j 检测到的微弱的检测信号由接收模块 19 内的放大电路 35k 放大，进一步进行 AD 转换而转换为数字信号之后，利用信号线缆 20 传送给控制模块 27，进行内窥镜形状显示的处理，所述接收模块 19 与内置了发送模块 26 和控制模块 27 的信号处理装置 17 相独立。

即，本实施例中，读出线圈 22j 检测到的微弱的检测信号能够基本不受到发送模块 26 的驱动信号或控制模块 27 中的 CPU 32 动作时的时钟信号等的影响而进行放大处理和 AD 转换处理。

并且，与读出线圈 22j 检测到的检测信号相比，AD 转换后的数字信号不易受噪声影响。

因此，根据本实施例，在 S/N 良好的状态下由信号检测进行内窥镜形状显示的处理，能够进行精度良好的内窥镜形状显示。

并且，根据本实施例，通过独立设置信号处理装置 17 和接收模块 19，能够在更加合适的位置和较小的空间内分别进行配置。例如，能够将接收模块 19 部分压缩化，配置到更接近于患者 5 的位置，在更近的位置即 S/N 良好的状态下检测源线圈 14i 所产生的磁场。相对于此，若像现有例那样一体化，则存在设置时需要较大的空间、设置场所受限等缺点。

而且，根据本实施例，能够独立于发送模块 26 和控制模块 27 那样以大电流驱动的信号处理装置 17，能够使以较小的电源驱动接收模块 19 独立，从而即使对于容易经由电源电路混入的噪声，也能够简单降低噪声。

图 7 示出变形例中的控制模块 27 和接收模块 19 之间的信号传送部附近的结构。在该变形例中，发送来自控制模块 27 的控制信号产生电路部 40 的时钟和控制信号时，利用调制电路 51 进行调制，例如以 1 根信号线（接地线除外）发送给接收模块 19，在接收模块 19 中利用解调电路 52 解调，再现时钟和控制信号，提供给（由 12 个 ADC 38k 构成的）ADC 部

38。

另一方面，ADC部38所生成的数字数据通过并行/串行转换电路（图7中略记为P/S转换）53转换为串行数据，利用串行数据传送线快速发送到控制模块27的串行/并行转换电路（图7中略记为S/P转换）54。

然后，在该串行/并行转换电路54中转换成并行数据之后，并行数据写入到双端口存储器42。

其它的结构与实施例1相同。根据本变形例，能够利用较少根数的信号线缆20收发信号。除此之外，具有与实施例1相同的效果。

#### （实施例2）

接着，参照图8和图9，说明本发明的实施例2。本实施例中将接收装置21设置于床4。另外，图8示出床4的俯视图，图9示出从侧面侧观看承载有患者5的状态的截面结构。

如图9所示，床4中的承载有患者5的部分的大致中央附近的上表面形成有凹部，收容形成为平板状的线圈单元56，并且，在与其相邻的凹部中收容有接收模块19，该接收模块19与该线圈单元56的读出线圈22j连接。

而且，在线圈单元56和接收模块19的上表面被罩57覆盖，在该罩57的上表面与床4的上表面成同一平面。

另外，如图8所示，床4的侧面设置有通过线缆与接收模块19连接的连接部58，在该连接部58上可自由装卸地连接着信号线缆20的一端的连接器，该信号线缆20的另一端与信号处理装置17的控制模块27连接。

此外，本实施例中，线圈单元56上配置有大于实施例1的多个读出线圈22j，例如利用设置于连接部58的选择开关58a、58b，能够选择实际要使用的读出线圈22j。

例如，进行上部消化管等患者5的上部侧的检查时，使用配置于所承载的患者5的上部侧位置的上部侧单元部Sa的12个读出线圈22j，进行下部消化管侧的检查时，使用配置于下部侧的下部侧单元部Sb的读出线圈22j，从而能够在S/N良好的状态下，检测各源线圈14i的位置。

根据本实施例，能够在非常接近患者 5 的状态下检测磁场，所以能够增大由读出线圈 22j 检测到的检测信号的振幅，能够进行 S/N 良好的内窥镜形状检测和高精度的内窥镜形状显示。

并且，无需将接收装置 21 配置于床 4 周围的工序。并且，与配置于其周围的装置减少对应地手术医生更容易进行操作。除此之外，具有与实施例 1 大致相同的作用效果。

图 10 示出第一变形例中的接收模块 19 和控制模块 27 的信号传送部附近的结构。本变形例在图 8 所示的接收装置 21 中，例如在接收模块 19 内设置进行无线收发的信号处理的无线收发电路 61，利用可以立设在床 4 的侧部的天线 62 以无线（电波）方式收发信号。

并且，在信号处理装置 17 的控制模块 27 侧也设置有无线收发电路 63 和与该无线收发电路 63 连接的天线 64。更具体地说，例如将图 7 所示的 P/S 转换电路 53 和替代解调电路 52 设置的 S/P 转换电路 65 连接于无线收发电路 63。

通过在接收模块 19 侧也采用大致相同的结构，能够通过两个天线 62、64 利用电波收发信号。根据本变形例，即使不利用信号线缆 20 连接接收模块 19 和控制模块 27（信号处理装置 17）也能够完成，因此能够确保良好的操作性。除此之外，具有与实施例 2 大致相同的效果。

图 11 示出第二变形例中的接收模块 19 和控制模块 27 中的信号传送部附近的结构。本变形例中，例如利用图 7 中的调制电路 51 的输出信号使作为发光元件的例如发光二极管（略称为 LED）71 发光。并且，在解调电路 52 的输入端连接作为受光元件的例如光电晶体管（略称为 PT）72，利用该 PT 72 接受 LED 71 的光。

并且，采用如下构成：利用 LED 73 使 P/S 转换电路 53 的输出信号发光，利用 PT 74 接受该光，输入到 S/P 转换电路 54。

本变形例也具有与第一变形例大致相同的作用效果。另外，虽未图示，作为第三变形例，也可以构成为利用光纤在第二变形例中的 LED 71 和 PT 72 之间以及 LED 73 和 PT 74 之间进行传送。该情况下，即使在 LED 71 和 PT 72 之间、LED73 和 PT74 之间不对置的情况下也能够应用。

### （实施例3）

接着，参照图 12 和图 13，说明本发明的实施例 3。本实施例是将接收装置 21 粘贴到患者 5 上来使用的情况。图 12 示出从上方观看的俯视图，图 13 示出从侧方观看的侧视图。

如图 12 所示，本实施例中的接收装置 21 配置成线圈单元 81 和接收模块 19 相邻、形成为大致平板形状。并且，接收模块 19 上连接有（包括小型的天线的）无线收发电路 61。

该接收装置 21 的底面侧设置有粘贴带 82，该粘贴带 82 通过例如粘贴可自由装卸地装配于作为检查对象的患者 5 的腹部等表面。另外，作为可自由装卸地安装的手段，不限于粘贴带 82，也可以是例如腰带状的单元。

并且，图 12 或图 13 中，线圈单元 81 和接收模块 19 设置成沿水平方向相邻，以形成平板，但也可以如图 14 的第一变形例所示构成为沿厚度方向层叠。另外，本实施例中的信号处理装置 17 构成为具有例如图 10 所示的无线收发电路 63。

本实施例和第一变形例的作用效果与图 10 的情况类似，但具有如下优点：由于接收装置 21 安装到患者 5，所以即使患者 5 的体位改变，也能够与改变之前大致相同的状态下显示内窥镜形状。

图 15 示出第二变形例的接收装置 21。本变形例是在实施例 3 中采用如下结构：经由挠性印刷基板 85 可自由装卸地连接例如通过粘贴安装到患者 5 的线圈单元 81 和（包括天线 62 的）接收模块 19。

设置于该挠性印刷基板 85 的端部的连接器 86 可自由装卸地与设置于接收模块 19 的连接器承接部连接。

根据变形例，仅将内窥镜形状检测中使用的线圈单元 81 安装到患者 5，所以能够减轻带给患者 5 的不适感。除此之外，具有与实施例 3 大致相同的作用效果。

并且，本变形例的情况下，通过将线圈单元 81 设为可自由装卸，能够以低成本制造该部分，从而能够将该部分设计成一次性（disposable）模式。另外，也可以仅将可自由装卸地连接两者的挠性印刷基板 85 设计成一次性模式。

另外,在上述的各实施例中,作为接收模块 19,说明了具有将读出线圈 22j 检测到的信号放大的放大电路 35k 和 ADC 38k 的结构,但不限于此,也可以利用信号线缆 20 将放大电路 35k 放大的信号传送到控制模块 27 侧,在控制模块 27 侧进行 AD 转换。该情况下,放大了微弱的信号,所以能够减轻对噪声的影响,能够在 S/N 良好的状态下检测形状。

另外,对于接收模块 19,应从发送模块 26 供给源线圈 14i 的驱动信号作为噪声混入的情况下,驱动信号与应进行检测的源线圈 14i 产生的磁场的信号成分的频率相同,因此,其影响大。所以,至少与发送模块 26 独立设置接收模块 19 的情况也属于本发明。

另外,上述的实施例等中,说明了在电子内窥镜 6 的插入部 7 内配置产生磁场的源线圈 14i、在体外配置读出线圈 22j 的结构,但本发明不限于此,也可以构成为在插入部 7 内配置读出线圈 22j、在体外配置源线圈 14i。

该情况下,采用如下结构:利用接收模块 19 检测读出线圈 22j 检测到的检测信号。例如,若适用于实施例 1 的情况,则源线缆 16 的连接器 16a 与接收模块 19 连接。但是,这就成为源线缆 16 的探头 15 内配置有读出线圈 22j 的情况。

根据上述的各实施例,利用独立设置的部分至少放大磁场检测元件检测到的信号,所以能够防止相对于驱动信号等引起的噪声的 S/N 劣化,能够以高精度进行形状检测。

接着,参照图 16~图 22,说明如下的内窥镜插入形状检测装置:将配置于内窥镜插入部的外部、更具体地说患者周围的外部单元简单地设定于最佳的位置,且配置在独立于患者的位置,使用性良好。首先,下面说明对于该内窥镜插入形状检测装置的背景。

通常,内窥镜不仅用作医疗用,还被作为工业用广泛采用。例如,在医疗用内窥镜中,将细长且具有可挠性的插入部插入到体腔内,观察被检部,或经由处置器具插通通道,进行必要的处置。

但是,体腔内具有以大肠或小肠为代表的不是直线形而是曲折的形状,手术医生难以掌握插入到体腔内的内窥镜插入部的前端部位于哪个位置、或者内窥镜插入部弯曲成什么样的形状,为了顺利地进行内窥镜检查,

需要经验和熟练度。

为了对应于此，提出了如下的技术：从外部照射 X 射线，在 X 射线监视器上确认插入到体腔内的内窥镜插入部的插入位置或插入形状等插入状态的同时进行内窥镜检查。但是，X 射线的照射位置受限，所以难以准确地检测内窥镜插入部的插入状态。

在日本专利第 3283478 号公报或日本专利第 3389518 号公报中公开了如下的内窥镜插入形状检测装置：能够使用磁场从外部容易地检测内窥镜插入部的插入状态。

这些公报中，在内窥镜插入部上设置源线圈，在患者的外部配置读出线圈单元。并且，利用内置于读出线圈单元的多个读出线圈检测源线圈所产生的磁场，将检测图像显示到监视器上，从而能够容易地从外部掌握插入到体腔内的内窥镜插入部的插入形状。

但是，前者的公报公开的技术中，读出线圈单元经由支柱与装置主体一体化，所以只不过是容许在支柱支撑的范围内移动，不仅难以配置于对检测内窥镜插入部的插入状态来说最佳的位置，而且因装置主体始终配设于读出线圈单元的附近，所以存在给内窥镜检查带来不便、使用性差的问题。

另一方面，后者的公报公开的技术中，将读出线圈单元形成为片状，卷绕到患者上来使用，或者，经由线缆与装置主体连接，所以能够将装置主体配设于进行内窥镜检查时不会造成妨碍的位置。并且，将读出线圈单元卷绕到患者上来使用，所以，能够在最佳的位置检测内窥镜插入部的插入状态。

但是，后者的公报公开的技术中，必须在每次检查或处置时将片状的读出线圈单元一一装卸于患者，装卸作业烦琐。并且，内窥镜检查中患者改变了体位时等，读出线圈单元的位置偏移时，需要临时中断内窥镜检查，再次重新安装，存在使用性差的问题。

因此，本发明的目的在于，提供一种内窥镜插入形状检测装置，其能够将外部单元简单地设置于最佳的位置，而且，能够配置于与患者独立的位置，使用性良好。

为了达到上述目的，内窥镜插入形状检测装置具有：多个磁场产生元件；驱动信号产生单元，其向该多个磁场产生元件供给驱动信号，使该多个磁场产生元件产生磁场；磁场检测元件，其检测上述多个磁场产生元件所产生的磁场；以及装置主体，其将上述磁场产生元件和上述磁场检测元件中的一方配设在内窥镜插入部内，将该磁场产生元件和该磁场检测元件中的另一方配置在所述内窥镜插入部的外部的外部单元内，该装置主体具有运算控制部，其接收利用该磁场检测元件检测到的信号，计算上述内窥镜插入部的形状，在该窥镜插入形状检测装置中，上述外部单元与上述装置主体分开，并且，配设在与患者独立的位置。从而完成上述目的。

下面，参照图 16～图 22，说明内窥镜插入形状检测装置的实施例（下面，为方便起见，作为实施例 4）。

图 16 所示的内窥镜插入形状检测装置 201 具有：装置主体 202；以及作为外部单元（线圈单元）的一例的读出线圈单元 204，其经由线缆 203 与该装置主体 202 连接。

如图 17A 和图 17B 所示，读出线圈单元 204 的检测面 204a 形成为大致平坦，并且，在该检测面 204a 侧内置有作为磁场检测元件的多个读出线圈 205。此外，读出线圈单元 204 的检测面 204a 的两侧形成有凸状的支撑部 204b，另一背面螺设着安装用螺纹孔 204d，形成固定（安装）该读出线圈单元 204 的固定部件。

而且，装置主体 202 和读出线圈单元 204 上设置有连接器承接部 206、207，在该各个连接器承接部 206、207 上连接有设置于线缆 203 两端的连接器 203a、203b。

各读出线圈 205 检测未图示的内窥镜的插入部上配设的源线圈产生的磁场，经由线缆 203 将该检测信号发送到装置主体 202 侧。并且，从装置主体 202 经由线缆 203 向各读出线圈 205 供给电源。另外，对于配设于内窥镜插入部的磁场产生元件（源线圈）的结构，如上述的日本专利第 3389518 号公报公开的为已知，因此，在此省略说明。

此外，装置主体 202 的底部设置有基座 208，该基座 208 上可自由移动地固定设置有脚轮 209。装置主体 202 内设置有：驱动信号产生单元，

其对配设于内窥镜插入部的多个磁场产生元件供给驱动信号，使多个磁场产生元件产生磁场；以及运算控制部，其将微机等计算机作为主体，该计算机接收各读出线圈 205 检测到的信号，进行内窥镜插入部的插入形状的计算处理等，并且，还设置有图像处理运算部，其对该运算控制部计算出的内窥镜插入部的插入形状进行图像处理，显示到未图示的监视器上。

另外，装置主体 202 的前面配设有操作部 210。该操作部 210 上设置有标记器连接器 211 和接通/断开电源的电源开关 212 等，该标记器连接器 211 用于连接从多个标记器延伸的标记器线缆，该多个标记器表示插入到患者体腔内的内窥镜与体腔外的位置关系。

读出线圈单元 204 经由可挠性的线缆 203 与装置主体 202 连接。即，如图 16 所示，其结构如下：读出线圈单元 204 的壳体 204f 与装置主体 202 的壳体 202f 相互分离，利用传送信号的线缆 203 连接。

因此，读出线圈单元 204 不拘束于设置有装置主体 202 的位置，可以自由设定安装位置。下面，根据图 18A~图 22，说明安装读出线圈单元 204 的方式。

图 18B 示出将读出线圈单元 204 固定设置于检查床（略称为床）214 的方式。图 18A 示出将读出线圈单元 204 安装到床 214 之前的状态。

床 214 上形成有用于收容读出线圈单元 204 的、作为定位部的凹部 214a。该凹部 214a 的深度设定成如下：在凹部 214a 内装配读出线圈单元 204 时，检测面 204a 与床 214 的表面大致成同一面。因此，在将读出线圈单元 204 安装到床 214 上的状态下，读出线圈单元 204 对患者来说不会造成妨碍。即，能够在独立于患者的位置安装读出线圈单元。

但是，本实施例的情况下，如图 18B 等所示，在读出线圈单元 204 上设置 2 个凸状的支撑部 204b，对躺在床 214 上的患者的腹部进行定位，支撑在容易利用读出线圈单元 204 的检测信号进行插入形状检测的姿势或位置上。

在这样构成的本实施例中，患者躺在检查床 214 上，使读出线圈单元 204 对置于患者的腹部等相当于插入内窥镜插入部的位置。此时，利用形成于读出线圈单元 204 两侧的支撑部 204b 将患者支撑于读出线圈单元 204

上, 所以能够在最佳位置检测内窥镜插入部的插入状态。该情况下, 装置主体 202 退避到不会对内窥镜检查造成妨碍的位置来放置, 所以使用性良好。

而且, 图 19~图 21 如下: 将读出线圈单元 204 固定在作为单元支撑部件的支撑臂 (单元支撑臂) 221 上, 经由该单元支撑臂 221 能够将读出线圈单元 204 固定在任意位置。

如图 19 所示, 单元支撑臂 221 的下端设置有支架安装部 222。该支架安装部 222 的下端突出设置有轮毂轴 (boss shaft) 222a。另外, 在上端部, 作为保持单元的臂部 223 的基端经由轴 225a 可沿图的垂直方向自由转动地支撑在轮毂轴 222a 上。

此外, 设置于单元安装部 224 的支撑部 224a 经由轴 225b 可沿图的垂直方向自由转动地支撑在该臂部 223 的上端部。此外, 单元安装面 224b 经由轴 225c 可沿图的水平方向自由转动地支撑在该支撑部 224a 的前端。

读出线圈单元 204 的背面固定设置在该单元安装面 224b 上。读出线圈单元 204 的背面螺设着安装用螺纹孔 204d, 该安装用螺纹孔 204d 经由穿设于单元安装面 224b 的螺钉插入孔 (未图示) 螺入螺钉, 从而将读出线圈单元 204 固定到单元安装部 224 上。该情况下, 与读出线圈单元 204 连接的线缆 203 通过形成于单元支撑臂 221 内部的空间配设, 从而顺畅地进行布线。

图 20 示出将安装有读出线圈单元 204 的单元支撑臂 221 安装到作为承接部件的支架 226 上的例子。形成于支架 226 下端的基座 226a 上固定设置着可自由移动脚轮 227。而且, 支架 226 的上端形成有凹部 226b, 该凹部 226b 支撑突设于单元支撑臂 221 下端的轮毂轴 222a。

根据这种结构, 形成于支架 226 的凹部 226b 上装配有轮毂轴 222a, 该轮毂轴 222a 突设于单元支撑臂 221 的下端, 从而不使躺在床 214 上的患者移动地使支架 226 向三维方向转动, 由此, 能够使读出线圈单元 204 在三维空间的任意位置和方向移动, 进行设置。

即, 单元支撑臂 221 的臂部 223 和支撑于其前端的单元安装部 224 在被各轴 225a~225c 支撑的状态下可自由转动地支撑, 旋转它们时, 如图

20所示,使读出线圈单元204沿床214的上方往上推,并且,沿水平方向移动,从而能够将读出线圈单元204的位置和朝向设置于最佳位置。此外,图21示出如下的例子,安装有读出线圈单元204的单元支撑臂221经由作为承接部件的臂支撑块231安装到侧护架214b上,该侧护架214b设置于床214的一侧。

臂支撑块231固定设置于侧护架214b,其上表面形成有用于支撑轮毂轴222a的凹部231a,该轮毂轴222a突设于单元支撑臂221的下端。

在这种结构中,对躺在床214上的患者进行内窥镜检查或使用了内窥镜的处置的情况下,手术医生将设置于床214一侧的侧护架214b固定到床214的一侧。

然后,在固定设置于该侧护架214b的臂支撑块231的上表面形成的凹部231a内装配轮毂轴222a,该轮毂轴222a突设于单元支撑臂221的下端。这样,固定设置于单元支撑臂221的读出线圈单元204配设在患者附近。

另外,手术医生使单元支撑臂221自身向水平方向转动,或者使设置于单元支撑臂221的臂部223和支撑在其前端的单元安装部224向上下方向转动,将读出线圈单元204设定于最佳位置。

本实施例中,侧护架214b上固定有用于保持单元支撑臂221的臂支撑块231,所以无需准备用于保持单元支撑臂221的支架等。

该情况下,臂支撑块231也可以采用能够相对于管状的侧护架214b装卸的结构。例如,如图22所示,在臂支撑块231上设置夹紧部232,经由该夹紧部232将臂支撑块231固定到侧护架214b上。

夹紧部232具有夹紧部件234,该夹紧部件234的一端经由铰销(hinge pin)233可自由转动地支撑在支撑块部231b上,在该夹紧部件234和支撑块部231b的对置面上形成有用于夹持侧护架214b的保持凹部235a、235b。而且,该各保持凹部235a、235b的内表面粘贴有橡胶片等弹性部件238。

并且,夹紧部件234上可自由转动地支撑有杆236。在该杆236的前端形成有螺纹部236a,而且,与该螺纹部236a螺合的母螺纹部237螺设

于支撑块部 231b。

将臂支撑块 231 安装到设置于检查床 214 一侧的侧护架 214b 上时，手术医生首先使杆 236 向图 22 中箭头所示“拧开”的方向转动，将形成于前端的螺纹部 236a 从螺设于支撑块部 231b 的母螺纹部 237 解离，使夹紧部件 234 以铰销 233 为中心自由转动。

然后，手术医生在形成于夹紧部件 234 和支撑块部 231b 的相互对置面的保持凹部 235a、235b 夹持形成为管状的侧护架 214b，使杆 236 沿图 22 中箭头所示的“拧紧”方向转动。

这样，将螺设于杆 236 前端的螺纹部 236a 螺入螺设于支撑块部 231b 的母螺纹部 237，侧护架 214b 紧固在保持凹部 235a、235b 之间，被夹紧。此时，保持凹部 235a、235b 内周粘贴有弹性部件 238，所以不仅不会给侧护架 214b 造成损伤，也不会使其旋转。

然后，手术医生将从设置于单元支撑臂 221 下端的支架安装部 222 向下方突出的轮毂轴 222a 插通到穿设于支撑块部 231b 的凹部 231a，与图 21 同样地使单元支撑臂 221 支撑在臂支撑块 231 上。

根据这种结构，设置成臂支撑块 231 可相对于侧护架 214b 自由装卸，所以不必要时可以卸下臂支撑块 231，所以不会成为妨碍，使用性良好。而且，臂支撑块 231 可自由决定在侧护架 214b 上的安装位置，能够根据患者的身高等，安装到最佳位置。

另外，图 23 是示出与图 16 的实施例 4 不同的实施例 5 的内窥镜插入形状检测装置的整体结构的立体图。在上述的实施例 4 中，装置主体 202 和读出线圈单元 204 分开，但本实施例中，将臂支撑块 231 设置于装置主体 202 的前表面，在该臂支撑块 231 上装配设置于单元支撑臂 221 下端的轮毂轴 222a，将读出线圈单元 204 安装到装置主体 202 上。

本实施例中，在装置主体 202 的前表面设置臂支撑块 231，仅将在单元支撑臂 221 下端突出的轮毂轴 222a 装配到形成于该臂支撑块 231 的凹部 231a，从而能够简单地将读出线圈单元 204 安装到装置主体 202 上。

根据这种结构，能够与将单元支撑臂 221 安装到装置主体 202 的状态下使用的情况和从装置主体 202 分离来使用的情况双方对应地使用，所以

使用性好。

另外，图 24 示出单元支撑臂的其它实施例的立体图。本实施例中的单元支撑臂 241 具有作为保持单元的可挠臂 241a，在该可挠臂 241a 的下端设置有轮毂轴 222a，并且，上端设置有单元安装部 241c。轮毂轴 222a 与图 16 所示的实施例 4 相同地装配支撑在形成于臂支撑块 231 的凹部 231a。另外，单元安装部 241c 上固定设置有读出线圈单元 204。

在这种结构中，单元支撑臂 241 使可挠臂 241a 弯曲，从而使读出线圈单元 204 的检测面 204a 指向三维空间内的任意位置和方向，使用性良好。

另外，图 25A 示出其它实施例。本实施例的读出线圈单元 204 在图 17B 所示的读出线圈单元 204 的背面追加了作为固定部件的传动带通过部 242。

在读出线圈单元 204 的背面追加形成传动带通过部 242，从而在上述的图 16 所示的结构例中，使用通过该传动带通过部 242 的传动带 243，将读出线圈单元 204 固定在各个部位。

图 25B 示出如下的例子：将传动带 243 卷绕到检查床 214 上，将读出线圈单元 204 固定设置到检查床 214 的底面侧。

根据本实施例，仅在图 16 的实施例 4 中的读出线圈单元 204 的背面追加形成传动带通过部 242，从而在图 16 的使用状态的基础上，无需在床 214 上设置读出线圈单元 204 的支撑结构，能够使用传动带 243 固定读出线圈单元 204。

另外，图 26A 示出其它实施例。本实施例中，将前端固定设置读出线圈单元 204 的单元支撑臂 245 支撑在作为承接部件的基座 246 上，该基座 246 设置于设施例如壁面 244 上。

作为单元支撑臂 245 的安装方法，与实施例 4 相同，在单元支撑臂 245 的下端设置轮毂轴，在基座 246 上形成用于支撑轮毂轴的凹部，将轮毂轴装配到该凹部，从而支撑单元支撑臂 245。

将固定设置读出线圈单元 204 的单元支撑臂 245 固定设置到设施的壁面 244 上，所以不进行内窥镜检查或使用了内窥镜的处置时，如图 26A 所

示,将单元支撑臂 245 的臂部 247 折叠,使读出线圈单元 204 退避到壁面 244 侧,从而在设施内广泛使用。另外,无需将读出线圈单元 204 固定到检查床 214 上,所以能够自由移动床 214。

相对于此,例如,将伸张器(stretcher)等移动式床用作床 214 的情况下,将读出线圈单元 204 固定设置到该床 214 上时,在移动该床 214 之前,需要一一卸下读出线圈单元 204。对于这一点,本实施例中,读出线圈单元 204 固定于壁面 244 侧,所以能够简单地仅仅移动床 214。

另外,如图 20 所示,单元支撑臂 221 固定设置于支架 226 的情况下,结束内窥镜检查之后,支架 226 仍残留于设施中,所以,因该支架 226 导致姿势内的空间变窄,但本实施例中,读出线圈单元 204 固定设置于壁面 244 侧,所以能够宽广地使用设施内的空间。

当然,在进行内窥镜检查或使用了内窥镜的处置的情况下,牵引单元支撑臂 245,从而臂部 247 伸展,简单地使读出线圈单元 204 位于床 214 上,所以使用性良好。另外,本实施例中,设施的壁面 244 上设置有作为承接部件的基座 246,但也可以将基座 246 隐藏到设施的底面和顶棚上。另外,也可以将单元支撑臂 245 直接设置到设施的壁面、底面、顶棚等上。

并且,图 27 示出本发明的实施例 9。本实施例的读出线圈单元 204 能够从中央折叠成两部分。

即,本实施例的读出线圈单元 204 分割成 2 个单元部 252a、252b,中央部利用铰链部 253 连结。另外,内置于一方的单元部 252b 的读出线圈 205(参照图 17A 或图 17B)经由铰链部 253 与设置于另一方的单元部 252a 的连接器承接部 207 连接。

本实施例中,将读出线圈单元 204 二分割成单元部 252a、252b,如图 27A 所示,通过展开两个单元部 252a、252b,能够发挥作为读出线圈单元 204 的功能,并且,如图 27B 所示,在不使用时,通过以铰链部 253 为中心折叠,能够紧凑收容。

另外,图 28A 示出本发明的实施例 10。本实施例的读出线圈单元 204 从中央二分割成 2 个单元部 254a、254b。

即,2 个单元部 254a、254b 的对置面设置有相互接合的连接器部 255a、

255b, 并且, 其两侧设置有相互凹凸嵌合的定位部 256a、256b。内置于一方的单元部 254b 的读出线圈 205 (参照图 17A 或图 17B) 经由连接器部 255a、255b 与设置于另一方面的单元部 254a 的连接器承接部 207 连接。

本实施例中, 使用读出线圈单元 204 时, 如图 28A 所示, 将二分割的单元部 254a、254b 的相互的对置面接合。这样, 设置于该两个接合面的定位部 256a、256b 凹凸嵌合, 进行定位, 并且, 连接器部 255a、255b 连接, 形成一片读出线圈单元 204。

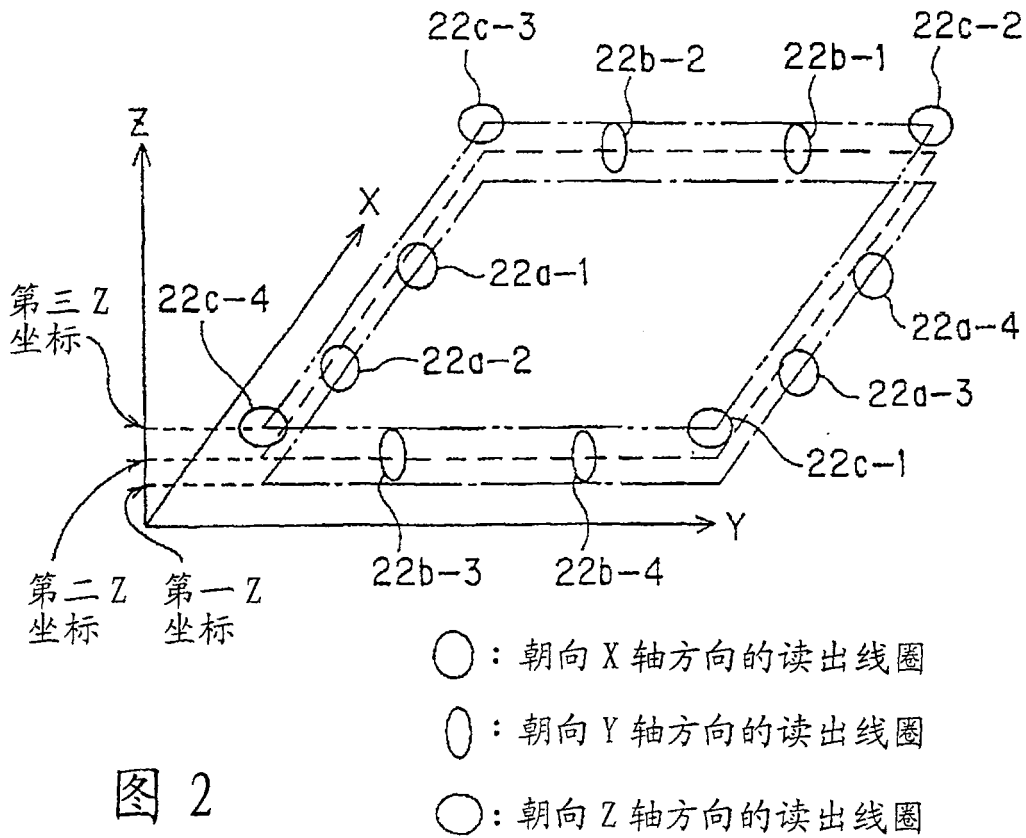
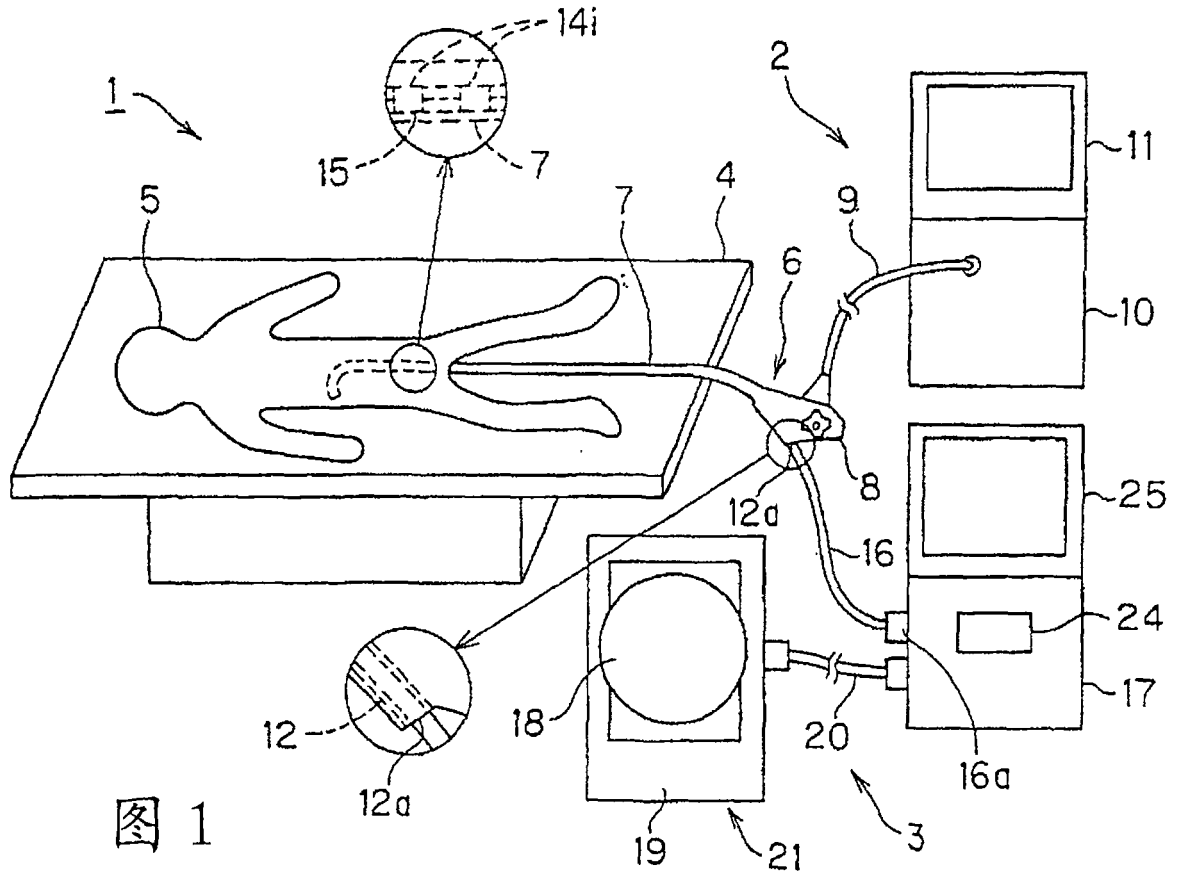
一方面, 不使用的情况下, 如图 28B 所示, 使单元部 254a、254b 分割, 使两个单元部 254a、254b 重合, 从而能够紧凑收容。

另外, 本发明不限于上述的各方式, 例如, 将读出线圈单元 204 设为内装磁场产生元件的外部单元 (线圈单元), 在内窥镜插入部内配设磁场检测元件, 利用内窥镜插入部侧的磁场检测元件检测磁场产生元件产生的磁场, 从而检测内窥镜插入部的插入形状。

另外, 部分组合上述的各实施例等后构成的实施例等也属于本发明。

产业上的可利用性

将内窥镜插入部插入到体腔内的情况下, 在插入部的内部配置多个磁场产生元件等, 进行其位置检测, 从而计算插入部的形状进行显示, 由此, 可以用于辅助将插入部顺利地插入到弯曲的体腔内。



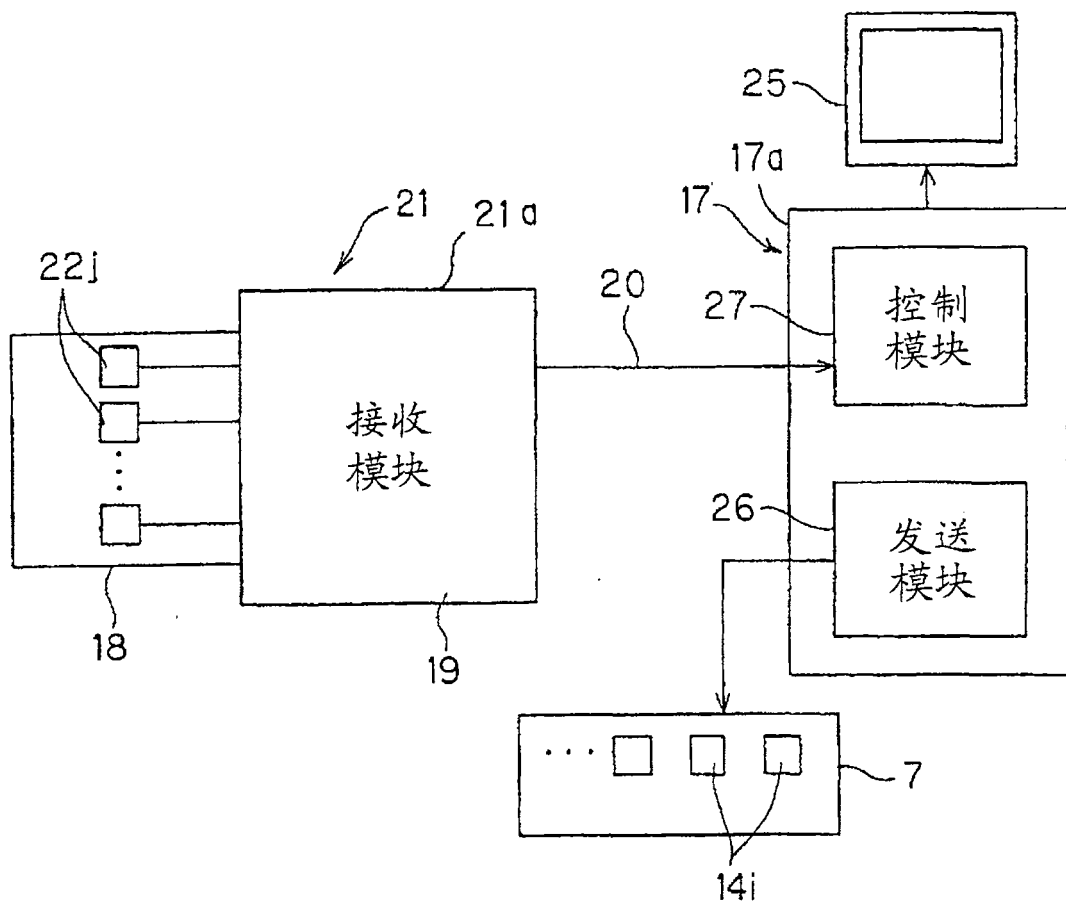


图 3

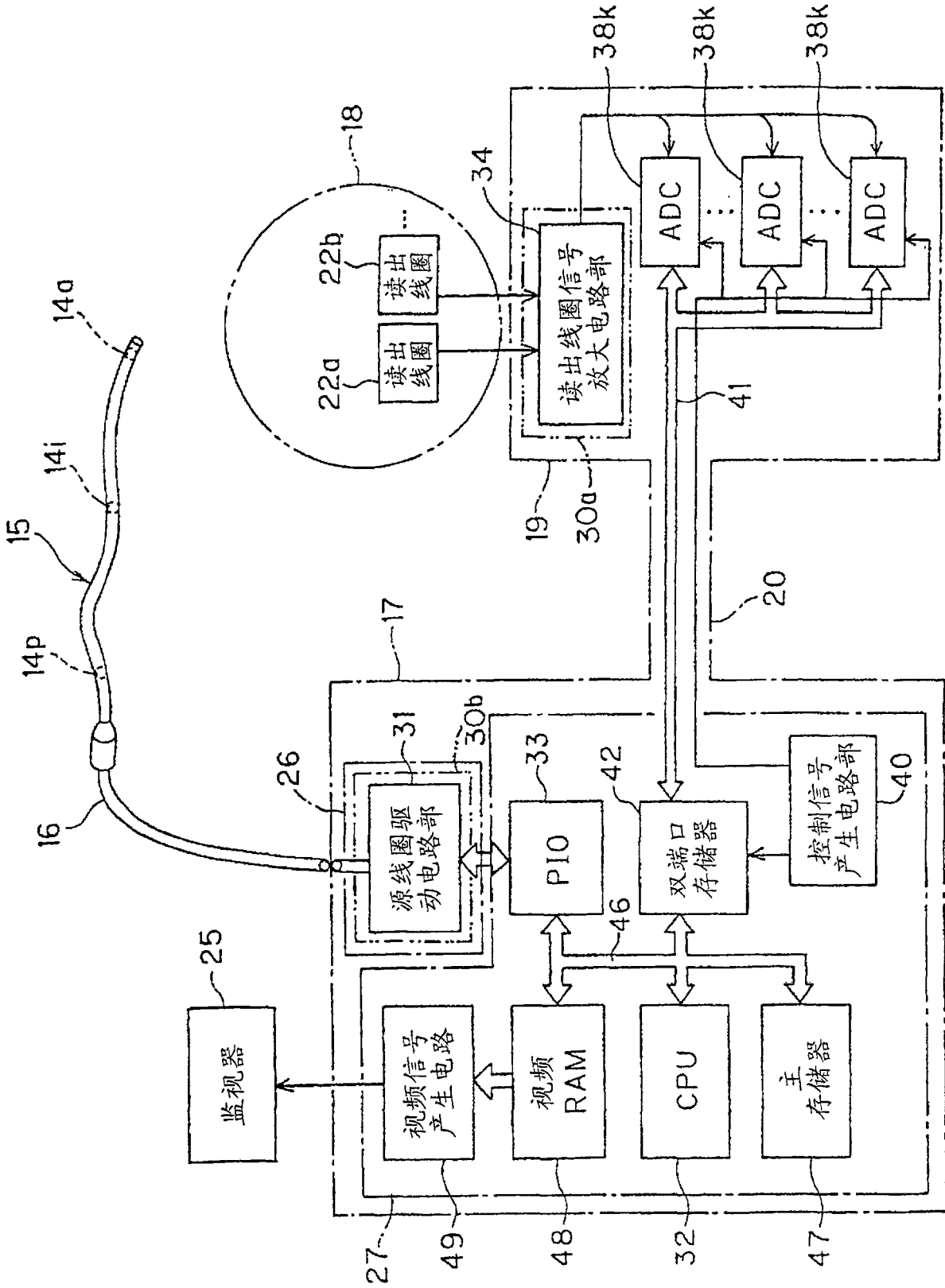


图 4

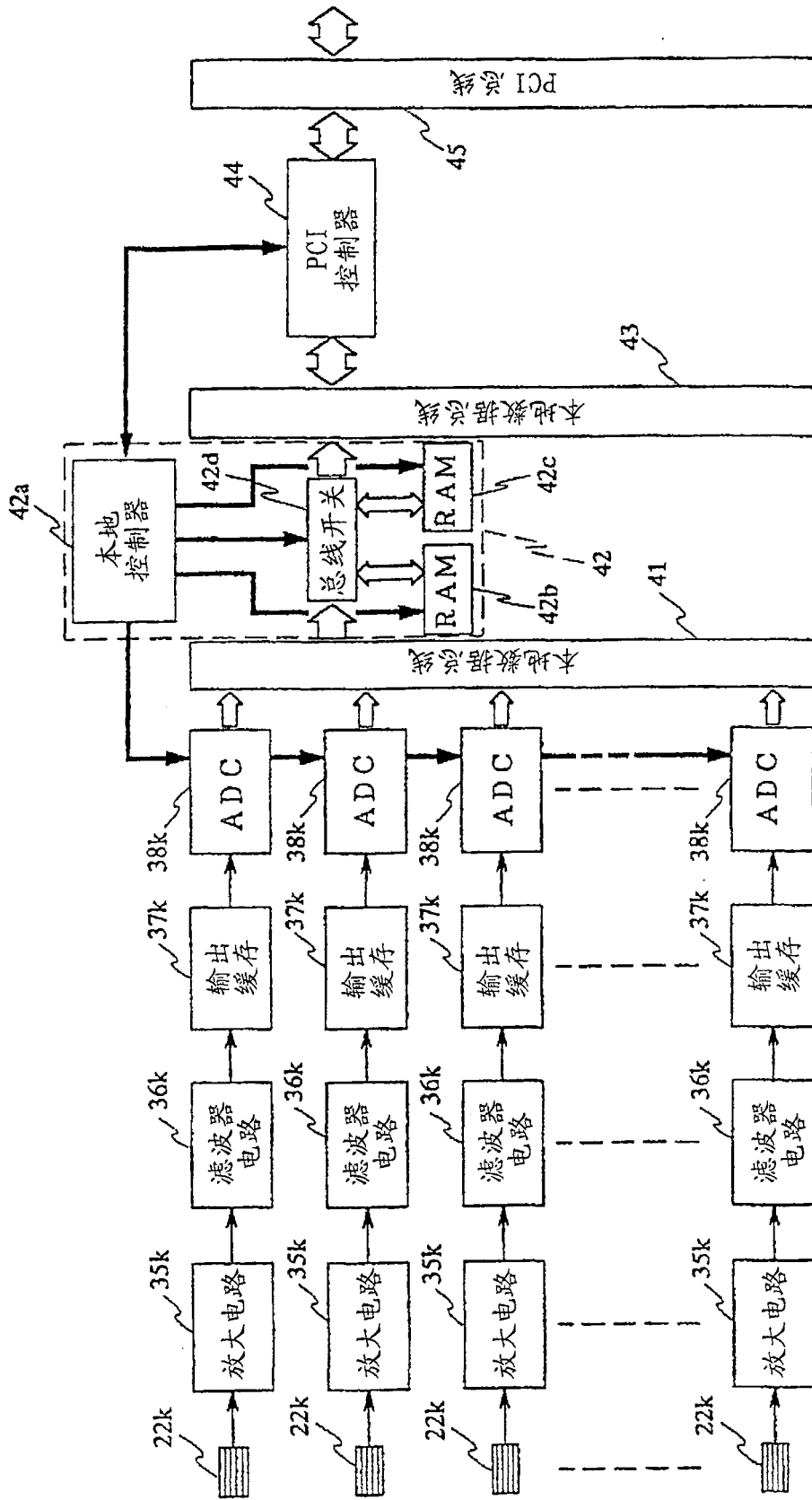


图 5

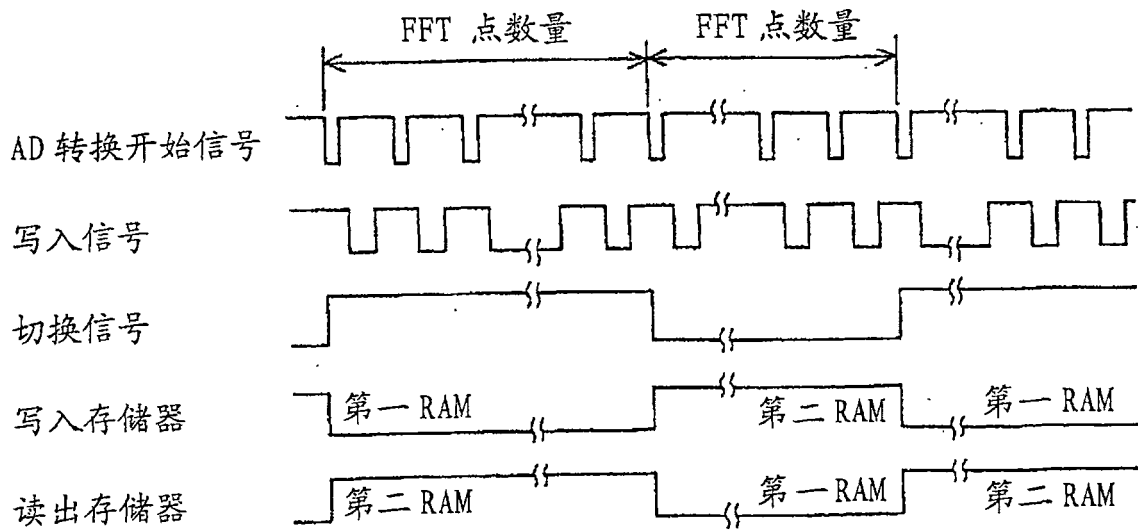


图 6

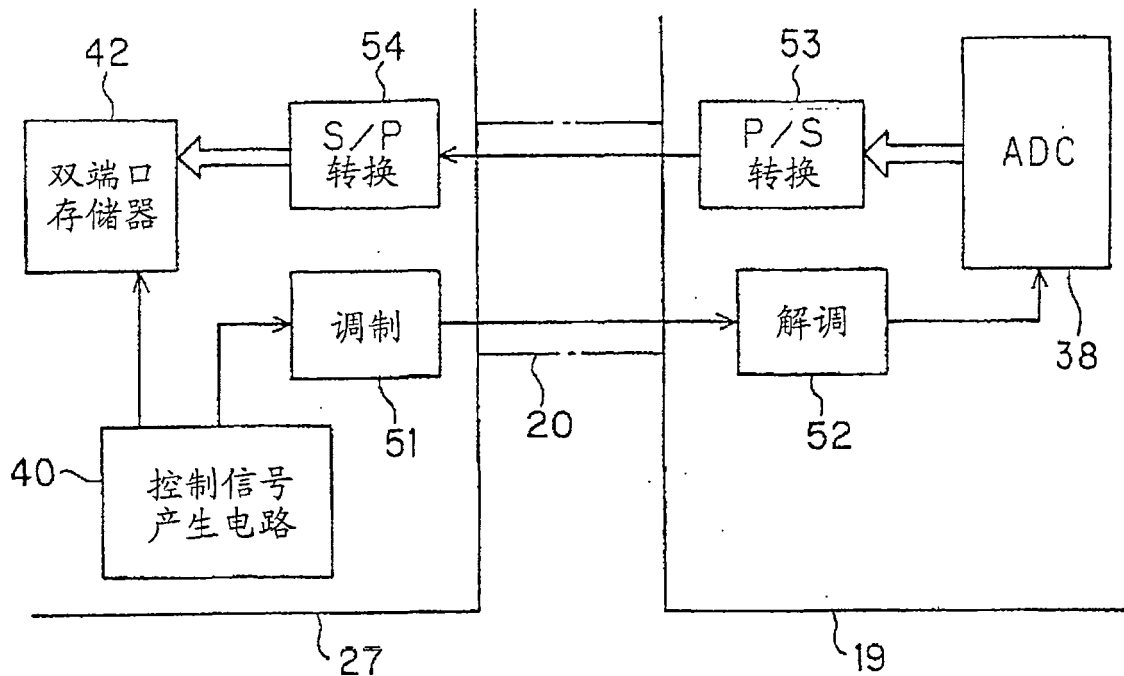


图 7

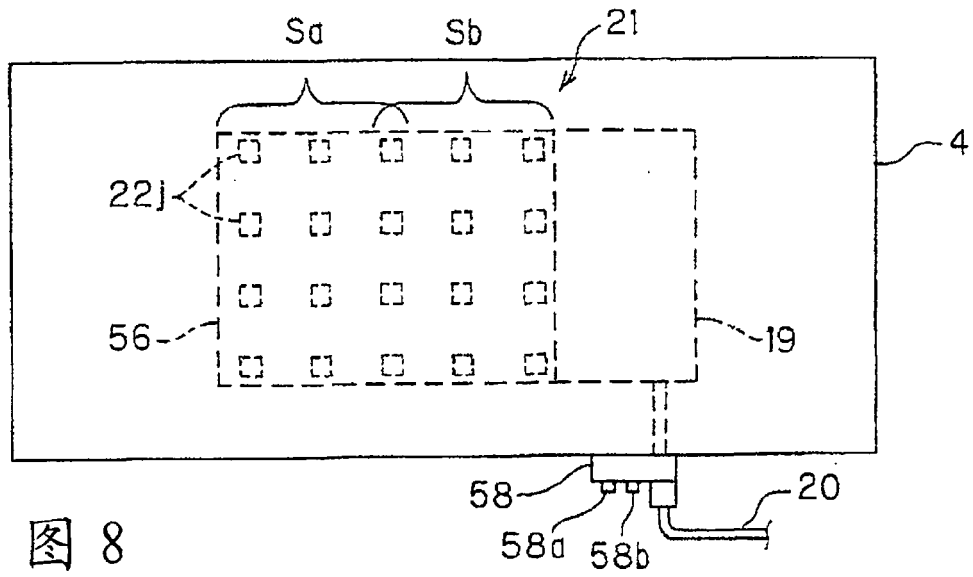


图 8

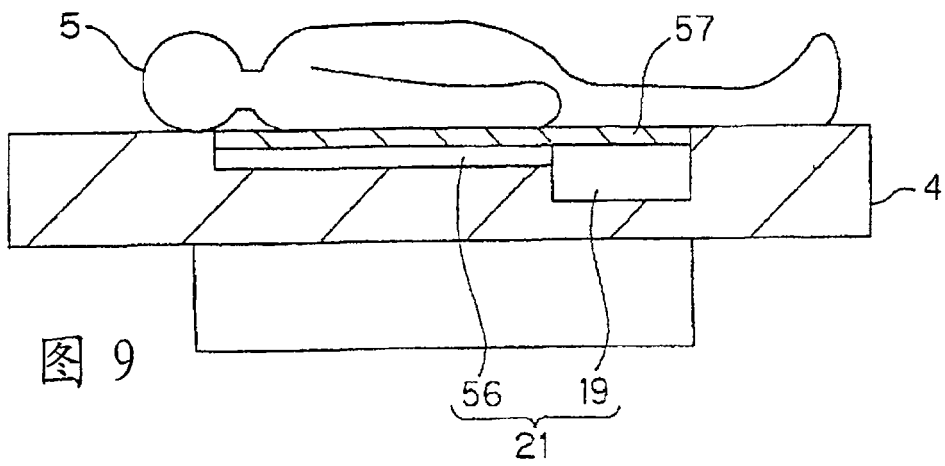


图 9

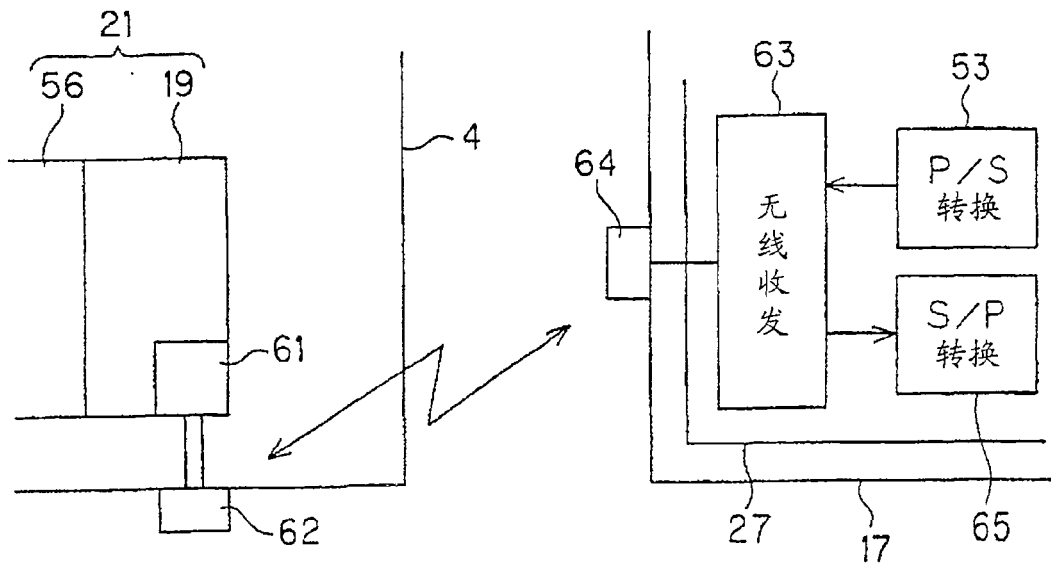


图 10

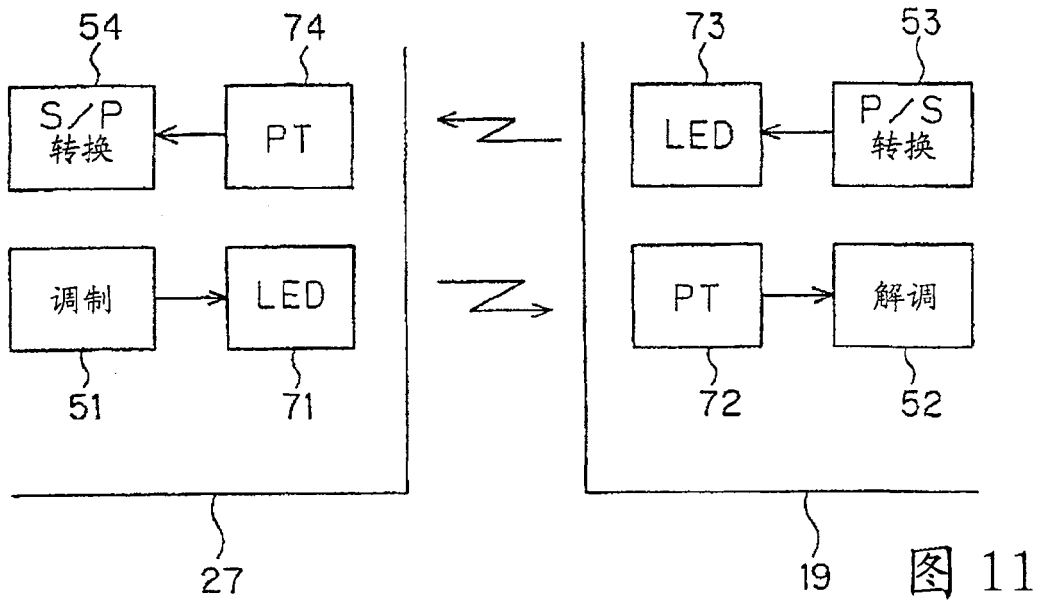


图 11

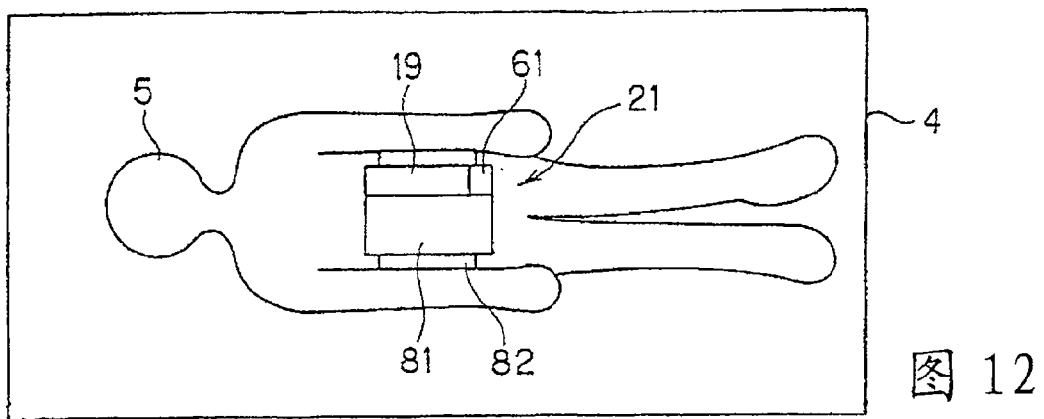


图 12

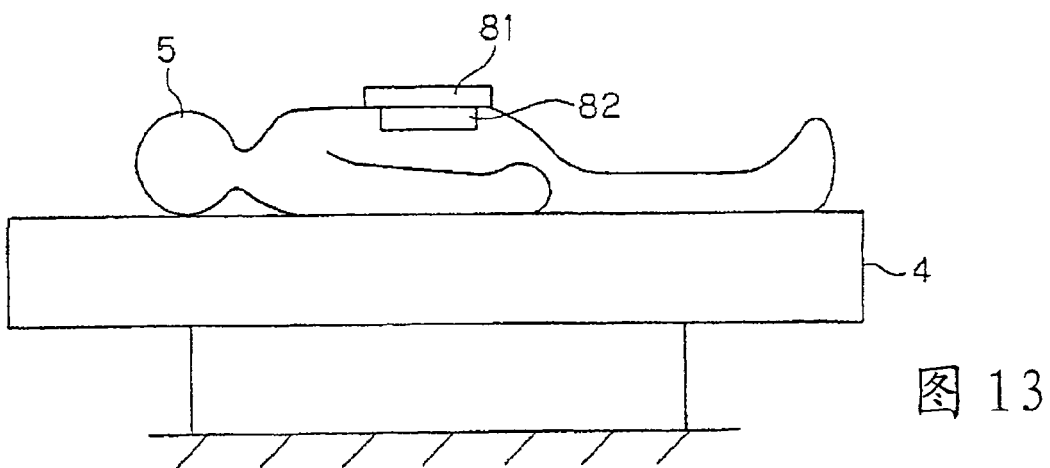


图 13

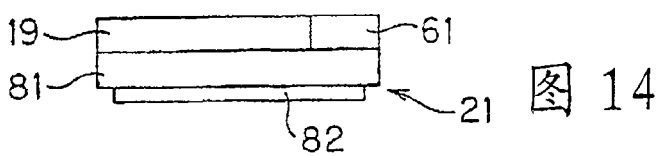


图 14

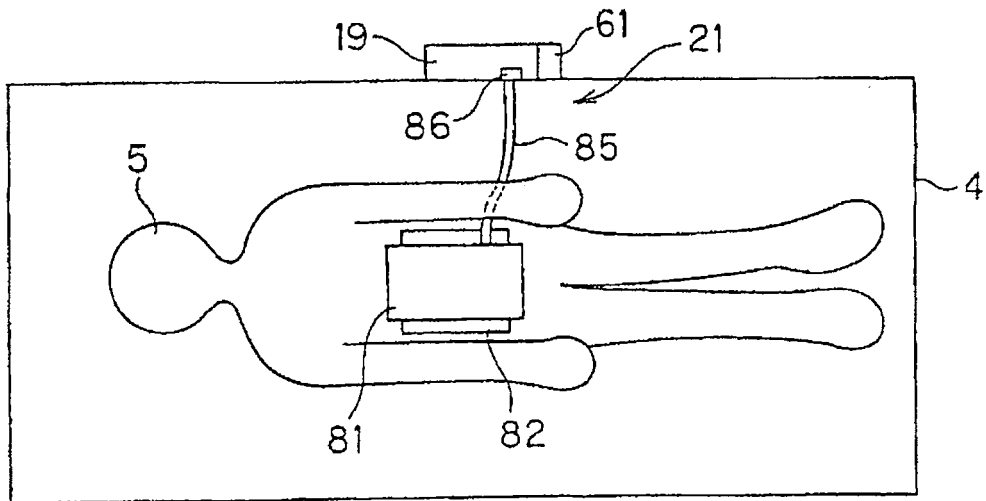


图 15

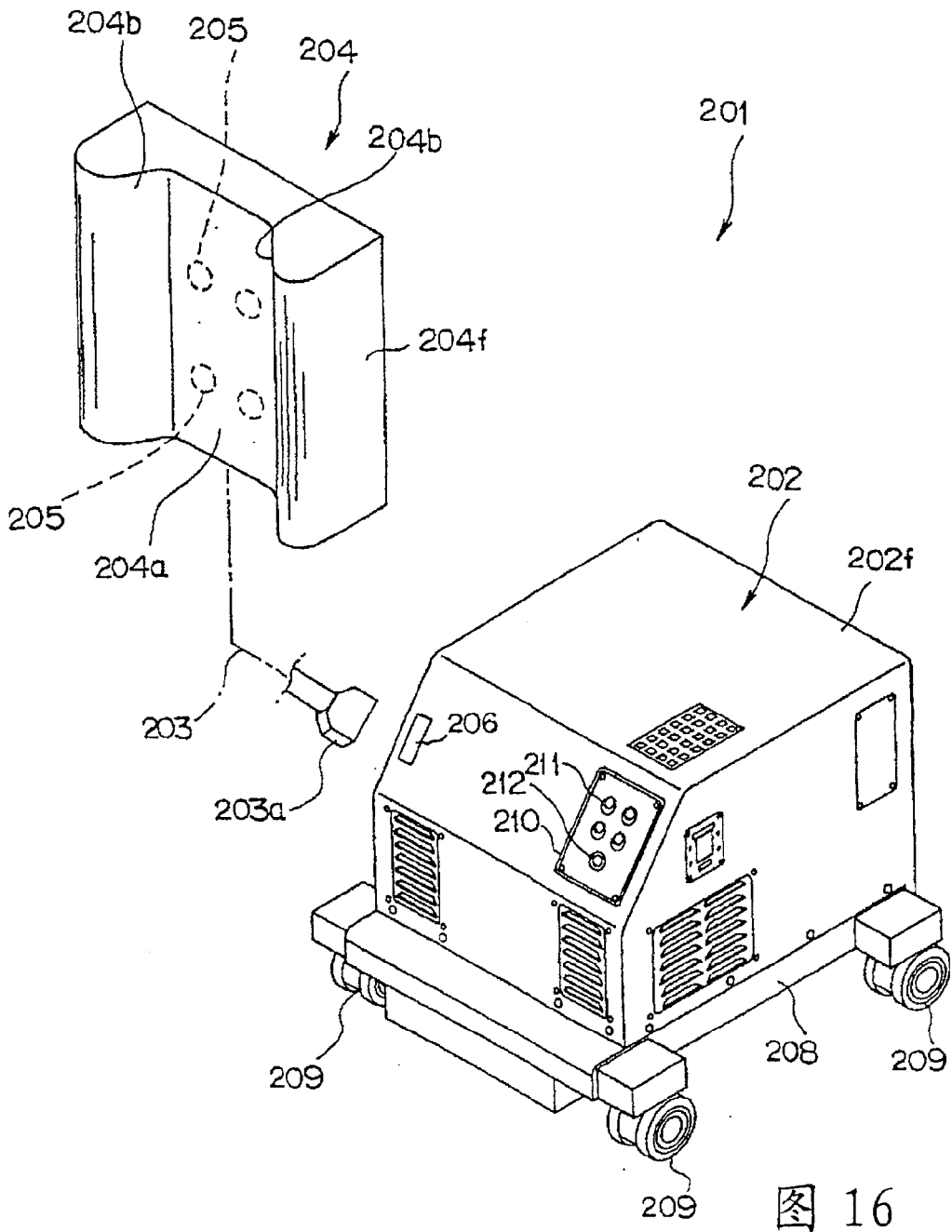


图 16

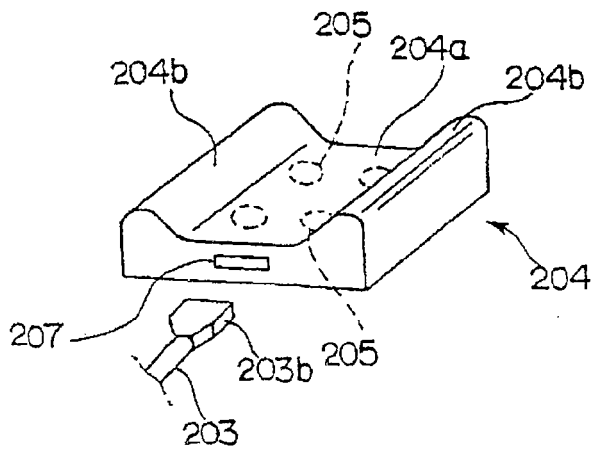


图 17A

图 17B

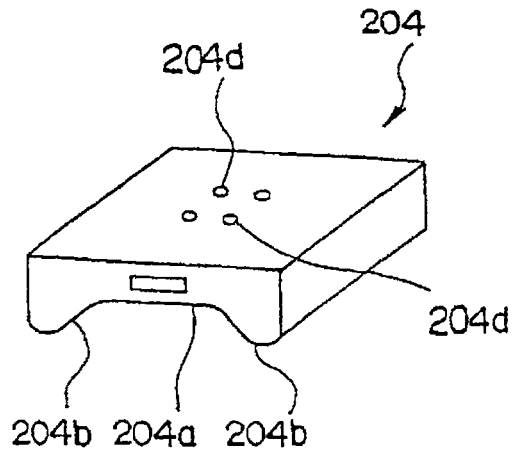


图 18A

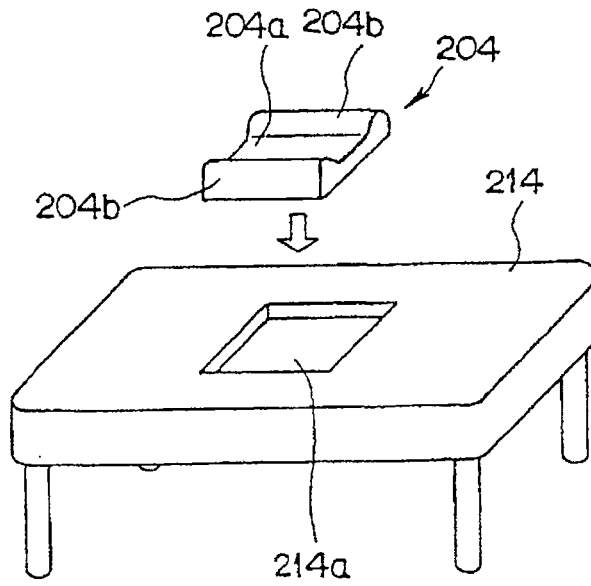
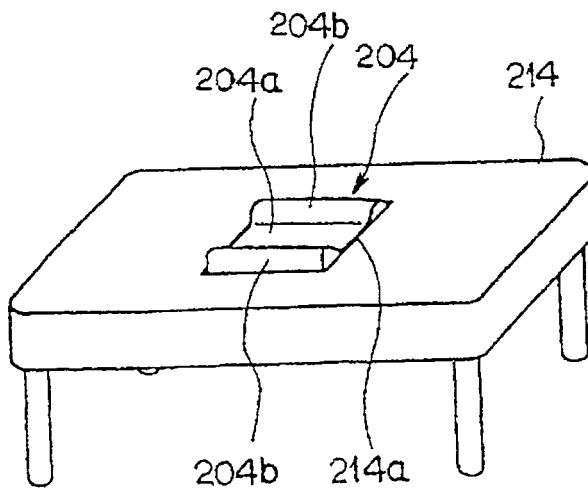


图 18B



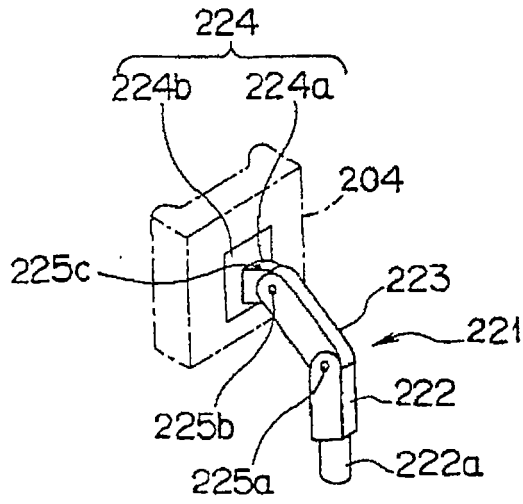


图 19

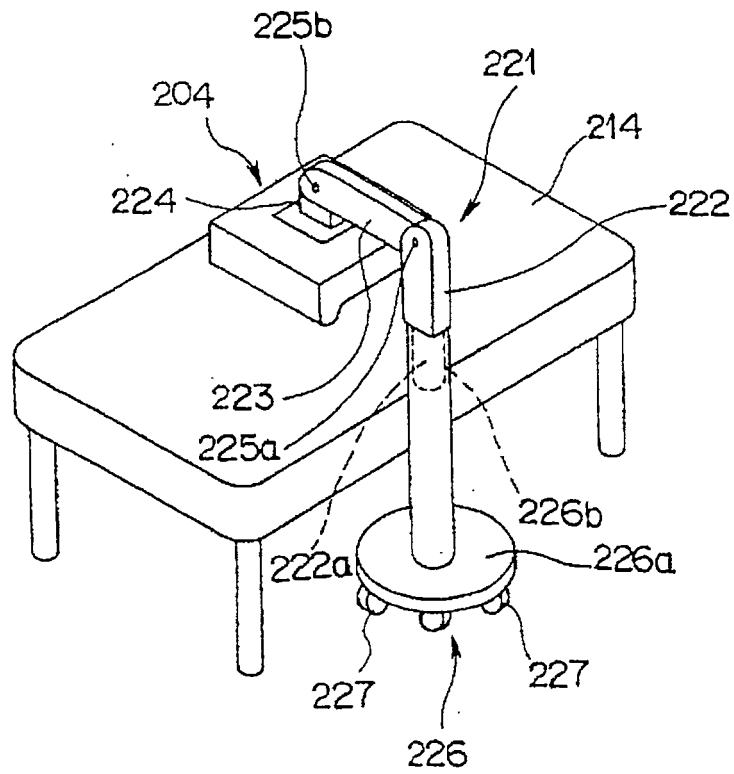


图 20

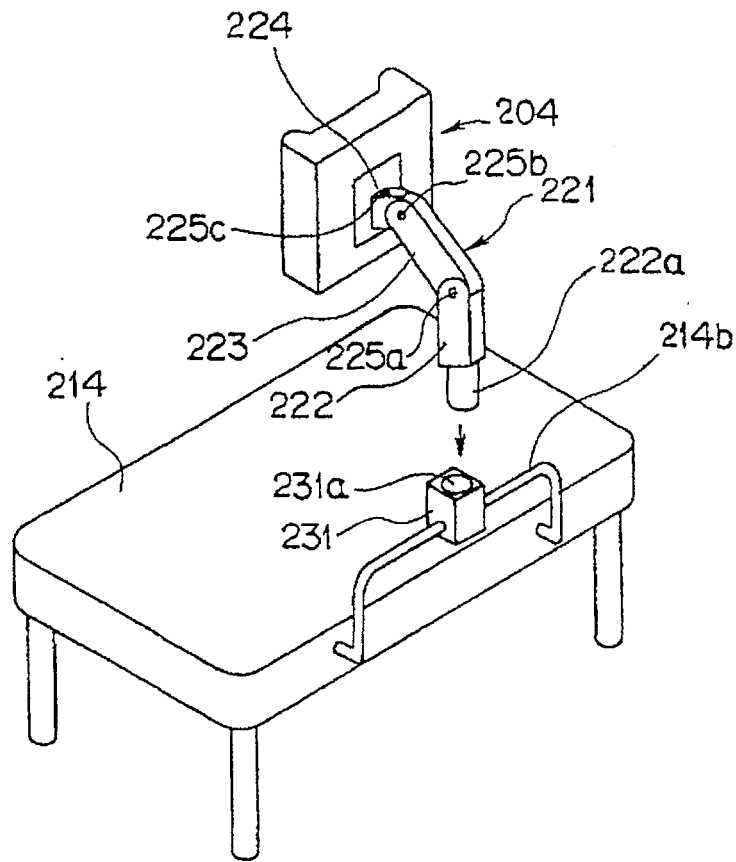


图 21

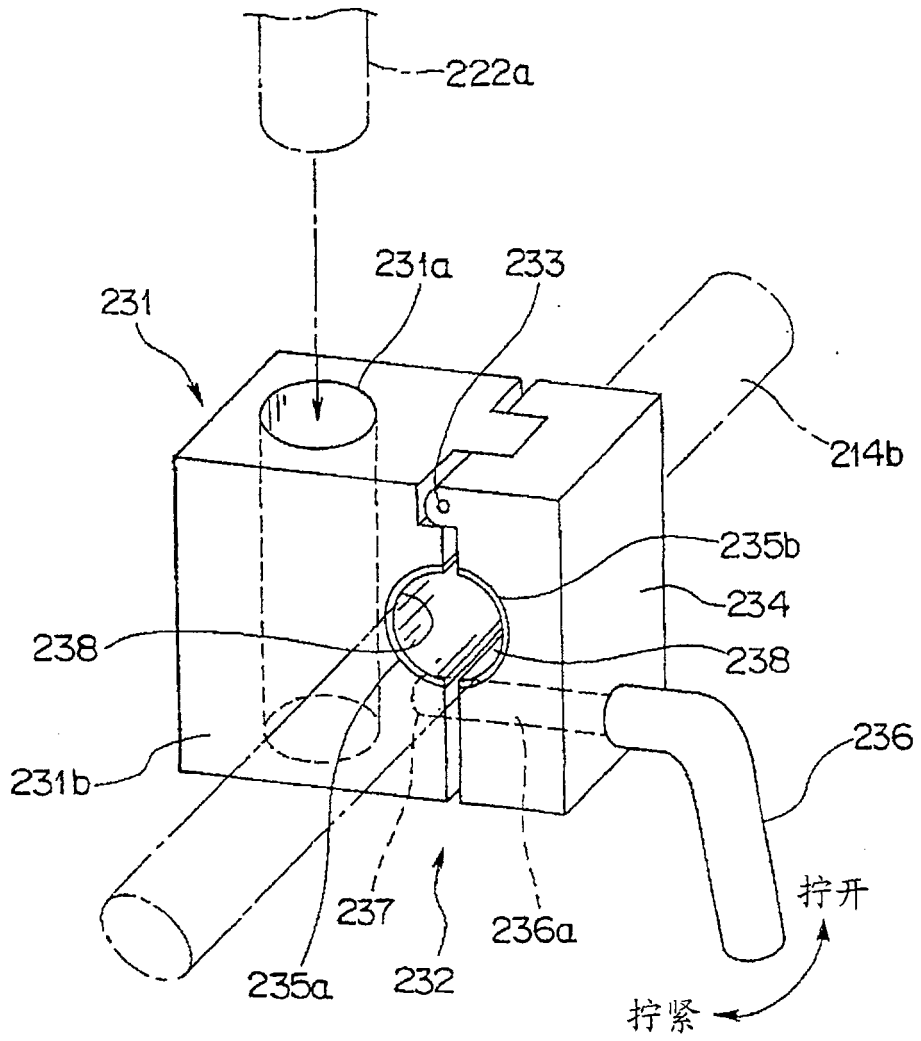


图 22

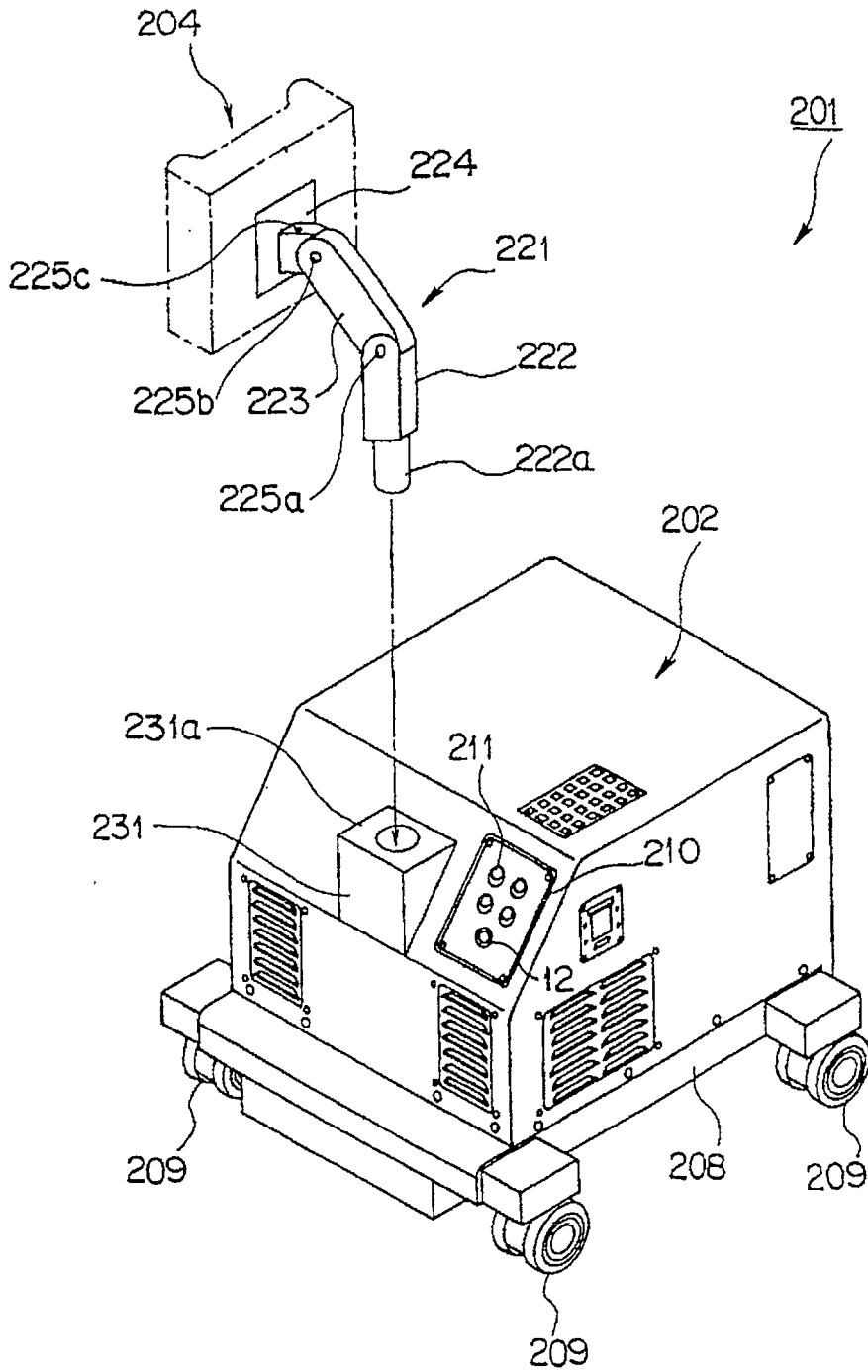


图 23

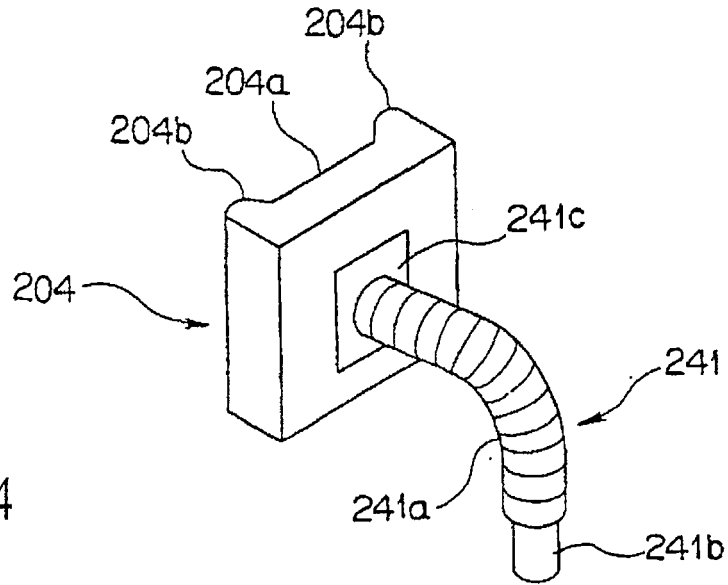


图 24

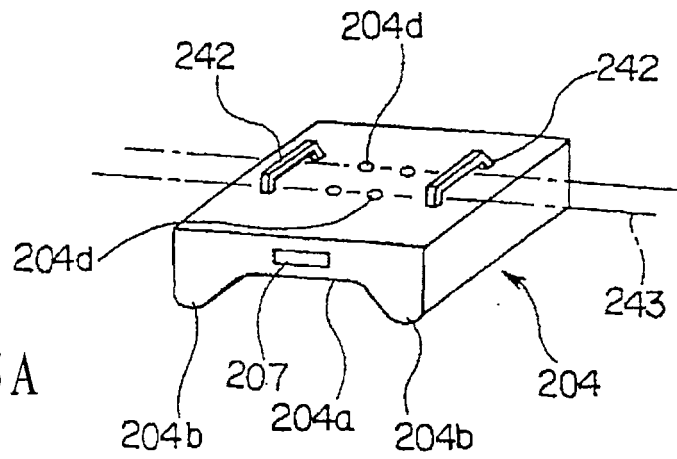


图 25A

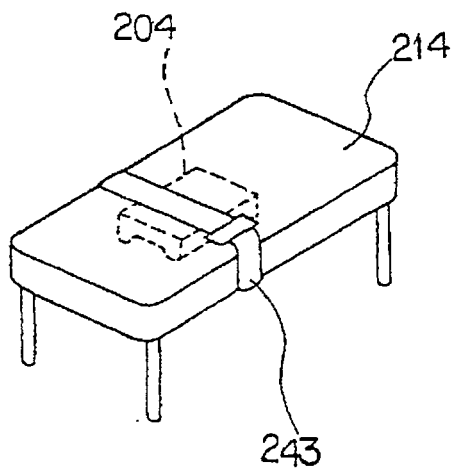


图 25B

图 26A

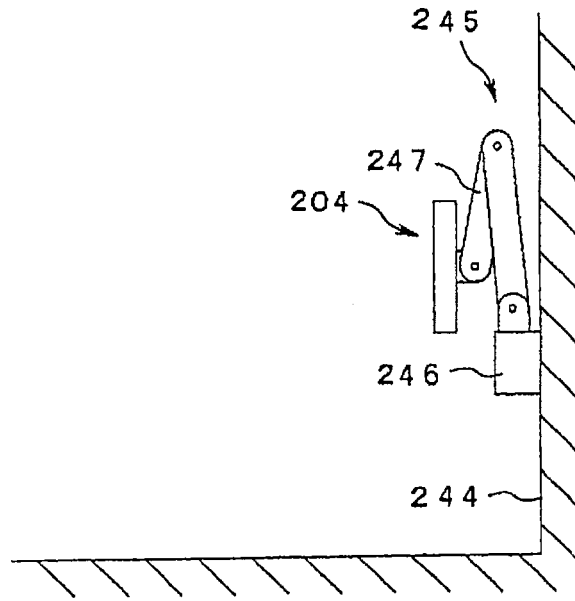


图 26B

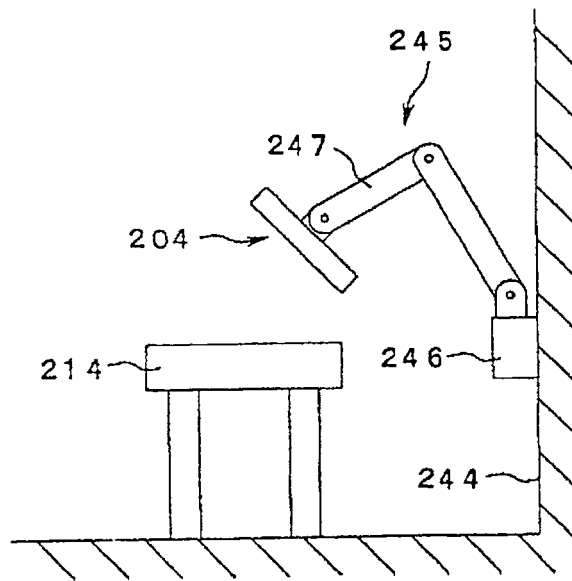


图 27A

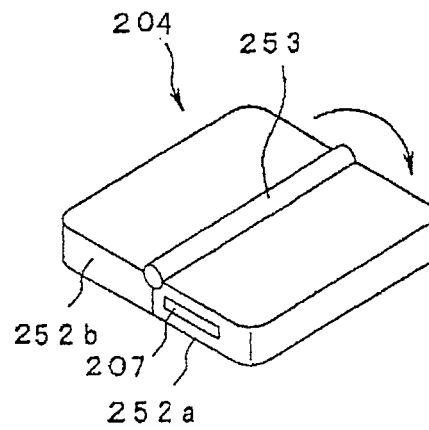


图 27B

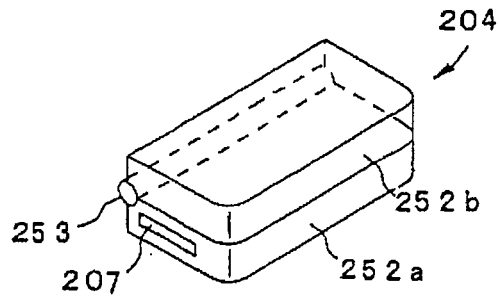


图 28A

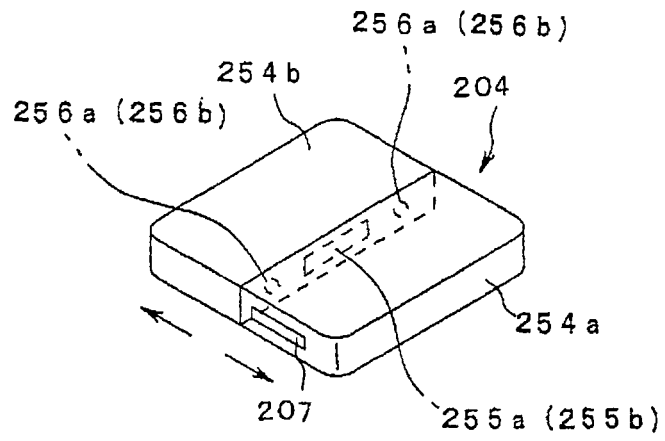
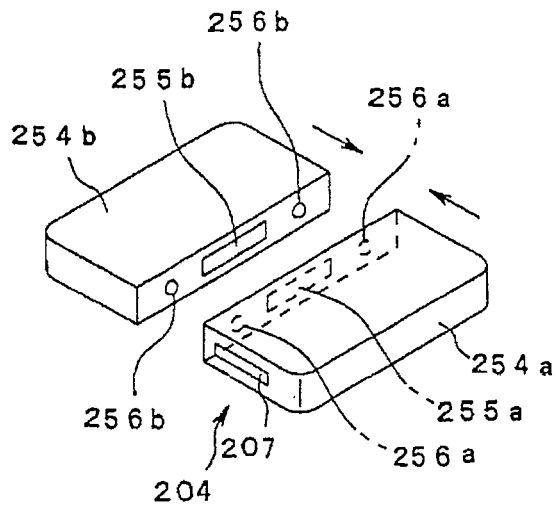


图 28B



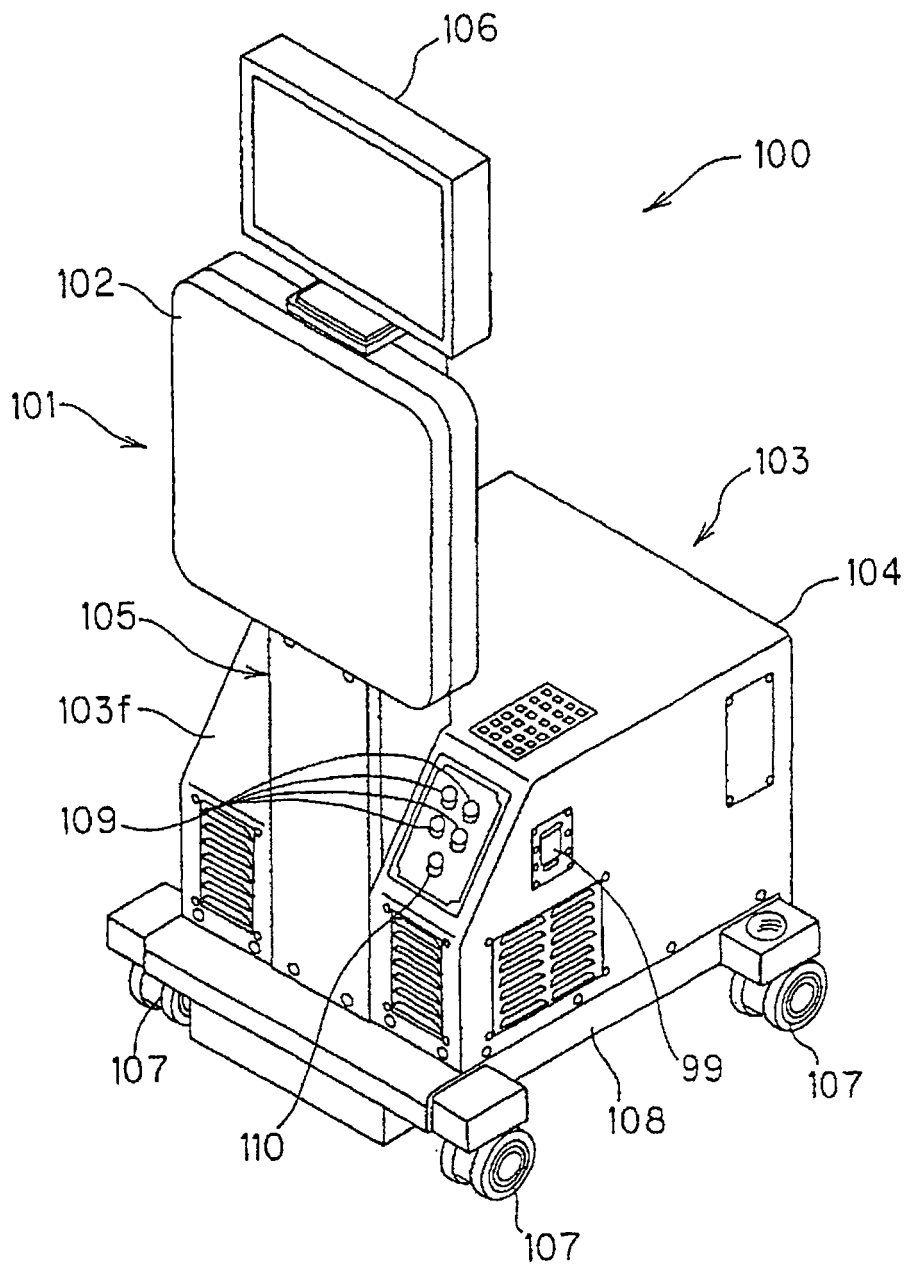


图 29

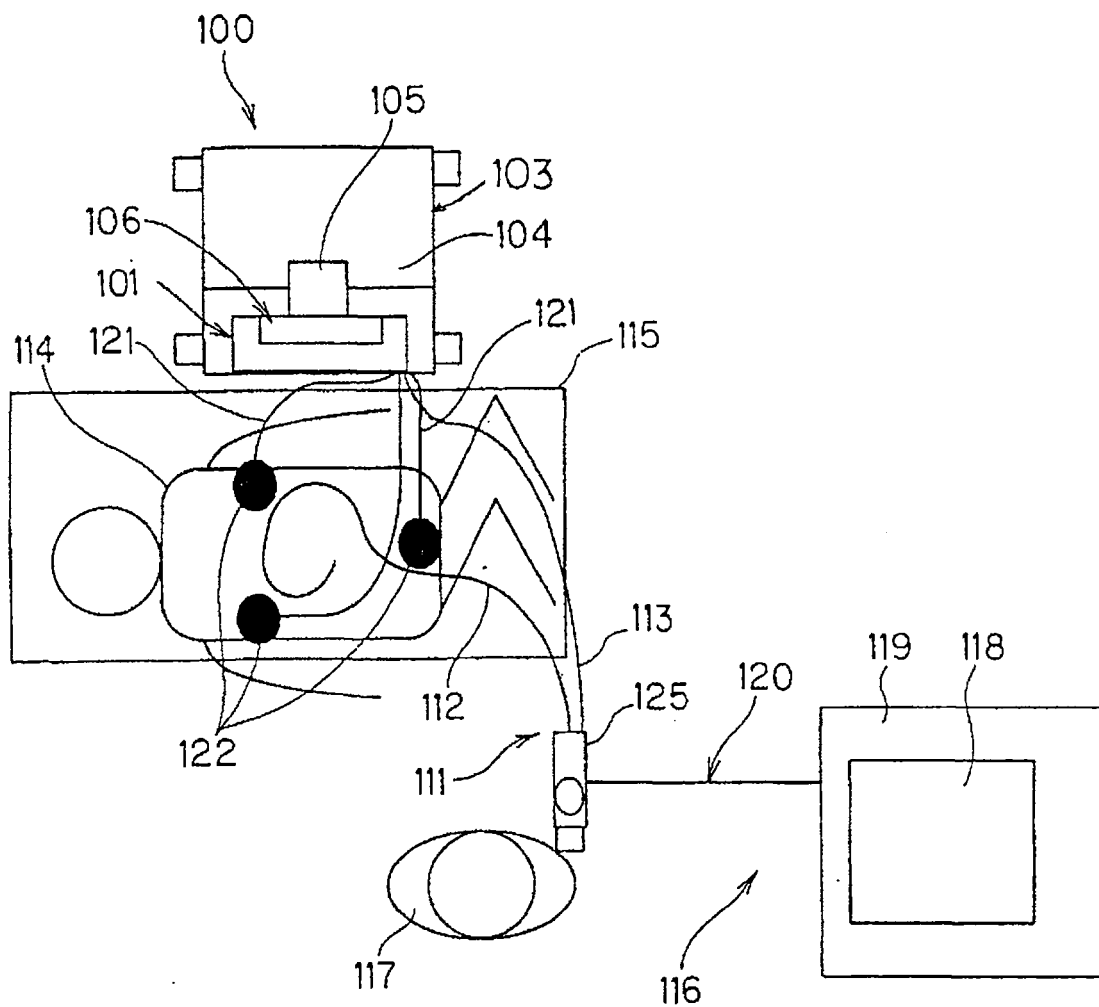


图 30

专利名称(译)	内窥镜形状检测装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100508871C</a>	公开(公告)日	2009-07-08
申请号	CN200580035688.6	申请日	2005-10-24
[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	织田朋彦 丹羽宽 小野田文幸 佐藤稔 三宅宪辅 三好义孝 相沢千惠子		
发明人	织田朋彦 丹羽宽 小野田文幸 佐藤稔 三宅宪辅 三好义孝 相沢千惠子		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
审查员(译)	李燕		
优先权	2004326871 2004-11-10 JP 2004311312 2004-10-26 JP		
其他公开文献	CN101043840A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜形状检测装置。所述内窥镜形状检测装置从发送模块对配置于内窥镜插入部内和内窥镜外部的两者中的一方的磁场产生元件供给驱动信号。磁场产生元件所产生的磁场被配置于另一方的磁场检测元件所检测，该信号被接收模块接收。控制模块对来自接收模块的信号进行控制处理，该控制处理包括根据配置于所述内窥镜插入部内的所述磁场产生元件或所述磁场检测元件的位置信息计算所述内窥镜插入部的形状的处理。相对于所述发送模块和控制模块独立形成接收模块，该接收模块具备至少放大所述磁场检测元件检测到的信号的放大电路。

