



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580038920.1

[45] 授权公告日 2009 年 12 月 23 日

[11] 授权公告号 CN 100571605C

[22] 申请日 2005.11.14

[21] 申请号 200580038920.1

[30] 优先权

[32] 2004.11.15 [33] JP [31] 331069/2004

[32] 2005.3.14 [33] JP [31] 071716/2005

[32] 2005.3.31 [33] JP [31] 104130/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2005/020863 2005.11.14

[87] 国际公布 WO2006/051949 日 2006.5.18

[85] 进入国家阶段日期 2007.5.14

[73] 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

共同专利权人 奥林巴斯株式会社

[72] 发明人 小野田文幸 丹羽宽 织田朋彦

佐藤稔 三宅宪辅 三好义孝

辻和孝 相沢千惠子

[56] 参考文献

US2003/0055317A1 2003.3.20

US6432041B1 2002.8.13

JP2000-81304A 2000.3.21

US2004/0116775A1 2004.6.17

JP2003-245243A 2003.9.2

JP2003-290129A 2003.10.14

审查员 李玉菲

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

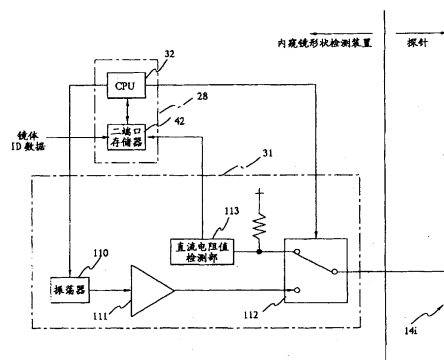
权利要求书 2 页 说明书 23 页 附图 24 页

[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，该内窥镜形状检测装置(3)的源线圈驱动电路部(31)具有：产生正弦波的振荡器(110)，以及将该正弦波放大并经由开关部(112)使源线圈(14i)产生(驱动)交流磁场的放大器(111)。并且，开关部(112)可把直流电流切换到放大器(111)的输出来提供给源线圈(14i)，在源线圈驱动电路部(31)内设置有直流电阻值检测部(113)，该直流电阻值检测部(113)根据在开关部(112)把直流电流提供给源线圈(14i)时的电位降来测定源线圈(14i)的直流电阻值。



1. 一种内窥镜形状检测装置，其具有：检测部，其把多个磁场产生元件和多个磁场检测元件中的一方的元件配置在插入被检体内的内窥镜的插入部内部，把另一方的元件配置在被检体外部，把上述另一方的元件的位置用作基准来检测配置在上述插入部内部的一方的元件的各位置；以及形状估计部，其控制上述检测部，并根据上述检测部的检测结果估计内窥镜插入部的形状；

其特征在于，该内窥镜形状检测装置具备：

物性值检测部，其检测上述多个磁场产生元件的电气物性值；以及驱动状态控制部，其根据上述电气物性值来控制上述多个磁场产生元件的驱动电压。

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，上述驱动状态控制部告知上述多个磁场产生元件的时效变化。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，上述电气物性值是上述多个磁场产生元件的直流电阻值。

4. 根据权利要求1或2所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，上述电气物性值是上述多个磁场产生元件的阻抗值。

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，上述电气物性值是上述多个磁场产生元件的阻抗值和直流电阻值。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，该内窥镜形状检测装置还具有：图像生成部，其生成用于把上述内窥镜插入部的形状图形化为插入形状图形来进行描绘的图像信号；以及显示部，其根据上述图像信号来显示上述插入形状图形；

上述图像生成部具有：显示变更部，其在上述插入形状图形的至少一部分被描绘在上述显示部的显示区域中的规定区域外的情况下，对上述图像信号进行规定的显示变更处理，以使上述插入形状图形被描绘在上述显示区域的上述规定区域内。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，上述

显示变更部的上述规定的显示变更处理包含：第 1 显示变更处理，其在上述插入形状图形中的基端侧的中心部被描绘在作为上述规定区域的包含上述显示区域的横轴的中心部的第 1 规定区域外的情况下，针对上述图像信号变更上述插入形状图形的描绘位置，以使上述插入形状图形的基端侧的中心部被描绘在上述显示区域的横轴的中心部。

8. 根据权利要求 6 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，上述显示变更部的上述规定的显示变更处理包含：第 2 显示变更处理，其在上述插入形状图形的至少一部分被描绘在作为上述规定区域的第 2 规定区域外的情况下，针对上述图像信号变更上述插入形状图形的放大率来进行描绘，以使上述插入形状图形的整体被描绘在上述显示区域的作为与上述第 2 规定区域不同的区域的第 3 规定区域内。

9. 根据权利要求 7 所述的内窥镜形状检测装置，其特征在于，上述显示变更部的上述规定的显示变更处理包含：第 2 显示变更处理，其在上述插入形状图形的至少一部分被描绘在作为上述规定区域的第 2 规定区域外的情况下，针对上述图像信号变更上述插入形状图形的放大率来进行描绘，以使上述插入形状图形的整体被描绘在上述显示区域的作为与上述第 2 规定区域不同的区域的第 3 规定区域内。

内窥镜形状检测装置

技术领域

本发明涉及使用磁场产生元件和磁场检测元件来检测内窥镜插入形状等并进行显示的内窥镜形状检测装置。

背景技术

近年来,采用了一种内窥镜形状检测装置,该装置使用磁场产生元件和磁场检测元件来检测插入体内等的内窥镜的形状等,并使用显示单元来进行显示。

例如,在日本国特开 2003—245243 号公报等中公开了一种使用磁场来检测内窥镜形状并显示检测出的内窥镜形状的装置。该装置驱动在插入体内的内窥镜的插入部内以规定间隔配置的多个磁场产生元件,使其周围产生磁场。然后,使用配置在体外的磁场检测元件,根据产生磁场来检测各磁场产生元件的三维位置。根据检测出的各磁场产生元件的三维位置信息生成使各磁场产生元件连续地连接的曲线,通过显示单元显示模型化后的插入部的三维图像。

手术医生等通过观察该图像,可把握插入体内的插入部的前端部的位置和插入形状等,可顺利地进行插入到目标部位的作业等。

然而,在上述日本国特开 2003—245243 号公报记载的内窥镜形状检测装置中,检测在插入部内以规定间隔配置的多个磁场产生元件即源线圈的断线或短路,判断是否能使用内窥镜形状检测装置。因此,当检测出源线圈的断线或短路来判断为不能使用内窥镜形状检测装置时,不能获得内窥镜形状检测装置的插入部的前端部的位置和插入形状等的信息,插入目标部位的作业只能依靠手术医生的经验,因而不能期待有效的插入到目标部位的作业,存在给实际检查带来障碍的可能性。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而作成的，本发明的目的是提供一种可根据在插入部内以规定间隔配置的形状检测用元件的电气物性来检测该元件的劣化状况的内窥镜形状检测装置。

本发明提供一种内窥镜形状检测装置，其特征在于，该内窥镜形状检测装置具有：检测部，其把多个磁场产生元件和多个磁场检测元件中的一方的元件配置在插入被检体内的内窥镜的插入部内部，把另一方的元件配置在被检体外部，把上述另一方的元件的位置用作基准来检测配置在上述插入部内部的一方的元件的各位置；以及形状估计部，其控制上述检测部，并根据上述检测部的检测结果估计内窥镜插入部的形状；其特征在于，该内窥镜形状检测装置具备：物性值检测部，其检测上述多个磁场产生元件的电气物性值；以及驱动状态控制部，其根据上述电气物性值来控制上述多个磁场产生元件的驱动电压。

附图说明

图1是示出本发明的实施例1的内窥镜系统的结构的结构图。

图2是示出内置于图1的线圈单元中的线圈的配置例的图。

图3是示出图1的内窥镜形状检测装置的结构的结构图。

图4是示出图3的接收块和控制块的结构图。

图5是示出图3的接收块的详细结构的图。

图6是示出图4的二端口存储器等的动作的时序图。

图7是示出图1的电子内窥镜的结构图。

图8是示出图4的二端口存储器的内存映射的图。

图9是示出图4的源线圈驱动电路部的结构的图。

图10是对图3的内窥镜系统的作用进行说明的流程图。

图11是示出图1的内窥镜形状检测装置的内部功能结构的框图。

图12是示出图1的内窥镜形状检测装置描绘在监视器画面上的插入形状图形的一例的图。

图13是示出图1的内窥镜形状检测装置进行的显示控制的流程图。

图 14 是示出实施例 1 的插入部的插入形状图形被描绘在监视器画面的第 1 规定区域外的状态的图。

图 15 是示出对图 14 所示的插入形状图形进行了第 1 显示变更处理后的状态的图。

图 16 是示出实施例 1 的插入部的插入形状图形被描绘在监视器画面的第 2 区域外的状态的图。

图 17 是示出对图 16 所示的插入形状图形进行了第 2 显示变更处理后的状态的图。

图 18 是示出本发明的实施例 2 的内窥镜形状检测装置的源线圈驱动电路部的结构的图。

图 19 是示出实施例 2 的二端口存储器的内存映射的图。

图 20 是对实施例 2 的内窥镜系统的作用进行说明的流程图。

图 21 是示出本发明的实施例 3 的内窥镜形状检测装置的源线圈驱动电路部的结构的图。

图 22 是对实施例 3 的内窥镜系统的作用进行说明的流程图。

图 23 是对图 22 的处理进行说明的说明图。

图 24 是示出图 21 的源线圈驱动电路部的变形例的结构的图。

图 25 是对图 24 的源线圈驱动电路部的作用进行说明的说明图。

图 26 是示出本发明的实施例 4 的内窥镜形状检测装置的源线圈驱动电路部的结构的图。

图 27 是示出图 26 的增益可变放大器部的结构的图。

图 28 是对实施例 4 的内窥镜系统的作用进行说明的流程图。

图 29 是示出图 27 的增益可变放大器部的第 1 变形例的结构的图。

图 30 是示出图 27 的增益可变放大器部的第 2 变形例的结构的图。

图 31 是图 28 的变形例的流程图。

图 32 是示出实施例 4 的二端口存储器的内存映射的图。

图 33 是对实施例 4 的内窥镜系统的变形例的作用进行说明的流程图。

图 34 是示出实施例 4 的二端口存储器的变形例的内存映射的图。

图 35 是对存储在实施例 4 的二端口存储器内的数据的变形例进行说明的图。

图 36 是示出实施例 4 的内窥镜系统的变形例的图。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的实施例进行描述。

(实施例 1)

图 1 至图 17 涉及本发明的实施例 1，图 1 是示出内窥镜系统的结构的结构图，图 2 是示出内置于图 1 的线圈单元中的线圈的配置例的图，图 3 是示出图 1 的内窥镜形状检测装置的结构图，图 4 是示出图 3 的接收块和控制块的结构图，图 5 是示出图 3 的接收块的详细结构的图，图 6 是示出图 4 的二端口存储器等的动作的时序图，图 7 是示出图 1 的电子内窥镜的结构图，图 8 是示出图 4 的二端口存储器的内存映射的图，图 9 是示出图 4 的源线圈驱动电路部的结构的图，图 10 是对图 3 的内窥镜系统的作用进行说明的流程图，图 11 是示出图 1 的内窥镜形状检测装置的内部功能结构的框图，图 12 是示出图 1 的内窥镜形状检测装置描绘在监视器画面上的插入形状图形的一例的图，图 13 是示出图 1 的内窥镜形状检测装置进行的显示控制的流程图，图 14 是示出插入部的插入形状图形被描绘在监视器画面的第 1 规定区域外的状态的图，图 15 是示出对图 14 所示的插入形状图形进行了第 1 显示变更处理后的状态的图，图 16 是示出插入部的插入形状图形被描绘在监视器画面的第 2 区域外的状态的图，图 17 是示出对图 16 所示的插入形状图形进行了第 2 显示变更处理后的状态的图。

如图 1 所示，本实施例中的内窥镜系统 1 具有进行内窥镜检查的内窥镜装置 2 和用于辅助内窥镜检查的内窥镜形状检测装置 3，该内窥镜形状检测装置 3 用作把电子内窥镜 6 的插入部 7 插入躺在检查床 4 上的患者 5 的体腔内来进行内窥镜检查时的插入辅助单元。

电子内窥镜 6 在具有挠性的细长的插入部 7 的后端形成有设有弯曲操作旋钮的操作部 8，从该操作部 8 延伸出通用连接缆 9，该通用连接缆

9 与视频处理器 10 连接。

该电子内窥镜 6 插通有光导，传送来自视频处理器 10 内的光源部的照明光，使从设置在插入部 7 的前端的照明窗传送的照明光出射，对患者等进行照明。被照明的患部等的被摄体像通过安装在与照明窗相邻设置的观察窗上的物镜成像在配置于其成像位置的摄像元件（CCD）上，该摄像元件对所成像的被摄体像进行光电转换。

具体地说，在插入部 7 的前端即前端部 200 的内部设置有：用于使被摄体像成像的物镜光学系统 201，以及对由物镜光学系统 201 所成像的该被摄体像进行摄像、并把所摄像的该被摄体像作为摄像信号来输出的 CCD（固体摄像元件）101。从 CCD 101 所输出的摄像信号被输出到一端与 CCD 101 的后方连接的信号线 99。信号线 99 设置成插通插入部 7、操作部 8 以及通用连接缆 9 的内部，信号线 99 的另一端与视频处理器 10 电连接。因此，从 CCD 101 所输出的摄像信号经由信号线 99 被输出到视频处理器 10。

光电转换后的被摄体像的电信号由视频处理器 10 内的影像信号处理部进行信号处理，由该影像信号处理部生成标准的影像信号，该影像信号显示在与视频处理器 10 连接的图像观察用监视器 11 上。

该电子内窥镜 6 设置有钳子通道 12，从该钳子通道 12 的插入口 12a 插通具有例如 16 个磁场产生元件（或源线圈）14a、14b、…、14p（以下由符号 14i 代表）的探针 15，从而在插入部 7 内设置源线圈 14i。

从该探针 15 的后端延伸出的源电缆 16 的后端的连接器 16a 与作为内窥镜形状检测装置 3 的装置主体的检测装置（也记为装置主体）21 自由拆装地连接。然后，从检测装置 21 侧经由作为驱动信号传递单元的源电缆 16 向成为磁场产生单元的源线圈 14i 施加驱动信号，从而使源线圈 14i 产生磁场。

并且，配置在患者 5 所躺的检查床 4 附近的该检测装置 21 在上下方向自由移动（升降）地设置有（传感）线圈单元 23，在该线圈单元 23 内配置有多个磁场检测元件（传感线圈）。

更具体地进行说明，如图 2 所示例如配置有朝向中心的 Z 坐标是第

1 Z 坐标的例如 X 轴的传感线圈 22a-1、22a-2、22a-3、22a-4、朝向中心的 Z 坐标是与第 1 Z 坐标不同的第 2 Z 坐标的 Y 轴的传感线圈 22b-1、22b-2、22b-3、22b-4、以及朝向中心的 Z 坐标是与第 1 和第 2 Z 坐标不同的第 3 Z 坐标的 Z 轴的传感线圈 22c-1、22c-2、22c-3、22c-4 的 12 个传感线圈（以下由符号 22j 代表）。

传感线圈 22j 经由来自线圈单元 23 的未作图示的电缆与检测装置 21 连接。该检测装置 21 设置有用供使用者操作装置的操作面板 24。并且，该检测装置 21 在其上部配置有具有监视器画面 25a 的液晶监视器 25，作为显示检测出的内窥镜插入部的形状（以下记为镜体模型）的显示单元。

内窥镜形状检测装置 3 如图 3 所示，由以下部分构成，即：驱动源线圈 14i 的发送块 26，接收由线圈单元 23 内的传感线圈 22j 检测出的信号的接收块 27，以及对由接收块 27 所接收的信号进行信号处理的控制块 28。

如图 4 所示，在设置于电子内窥镜 6 的插入部 7 内的探针 15 内，如上所述，以规定间隔配置有用生成磁场的 16 个源线圈 14i。这些源线圈 14i 与构成发送块 26 的生成 16 个彼此不同频率的驱动信号的源线圈驱动电路部 31 连接。

源线圈驱动电路部 31 根据各自不同频率的正弦波的驱动信号来驱动各源线圈 14i，各个驱动频率是根据存储在源线圈驱动电路部 31 内部的未作图示的驱动频率设定数据存储单元或驱动频率设定数据保存单元内的驱动频率设定数据（也记为驱动频率数据）来设定的。该驱动频率数据由在控制块 28 中进行内窥镜形状计算处理等的形状估计单元即 CPU（中央处理单元）32 经由 PIO（并行输入输出电路）33 存储在源线圈驱动电路部 31 内的驱动频率数据存储单元（未作图示）内。

另一方面，线圈单元 23 内的 12 个传感线圈 22j 与构成接收块 27 的传感线圈信号放大电路部 34 连接。

在传感线圈信号放大电路部 34 中，如图 5 所示构成传感线圈 22j 的 12 个单心线圈 22k 分别与放大电路 35k 连接来设置 12 个系统的处理系统，由各单心线圈 22k 检测出的微小信号由放大电路 35k 放大，在滤波电路

36k 中具有源线圈组产生的多个频率通过的频带,去除不需要的分量后被输出到输出缓冲器 37k 中,之后在 ADC (模拟/数字转换器) 38k 中被转换成控制块 28 可读入的数字信号。

另外,接收块 27 由传感线圈信号放大电路部 34 和 ADC 38k 构成,传感线圈信号放大电路部 34 由放大电路 35k、滤波电路 36k 以及输出缓冲器 37k 构成。

回到图 4,该传感线圈信号放大电路部 34 的 12 个系统的输出被传送到 12 个上述 ADC 38k,根据从控制块 28 内的数值数据写入单元即控制信号产生电路部 40 提供的时钟被转换成规定的取样周期的数字数据。该数字数据根据来自控制信号产生电路部 40 的控制信号经由局部数据总线 41 被写入作为数据输出单元的二端口存储器 42 内。

另外,二端口存储器 42 如图 5 所示,在功能上由局部控制器 42a、第 1 RAM 42b、第 2 RAM 42c 以及总线开关 42d 构成,按照图 6 所示的定时,ADC 38k 根据来自局部控制器 42a 的 A/D 转换开始信号开始 A/D 转换,总线开关 42d 根据来自局部控制器 42a 的切换信号在切换 RAM 42b、42c 的同时,把 RAM 42b、42c 交替用作读出存储器和写入存储器,根据写入信号,在电源接通后,始终进行数据取入。

再次回到图 4,CPU 32 根据来自控制信号产生电路部 40 的控制信号,经由局部数据总线 43、PCI 控制器 44 以及 PCI 总线 45 (参照图 5) 构成的内部总线 46 读出写入在二端口存储器 42 内的数字数据。然后,CPU 32 使用主存储器 47 来对数字数据进行频率提取处理 (快速傅里叶变换:FFT),分离提取到与各源线圈 14i 的驱动频率对应的频率分量的磁场检测信息,根据所分离的磁场检测信息的各数字数据计算设置在插入电子内窥镜 6 的插入部 7 内的探针 15 内的各源线圈 14i 的空间位置坐标。

并且,从计算出的位置坐标数据估计电子内窥镜 6 的插入部 7 的插入状态,生成形成镜体模型的显示数据,并将其输出到视频 RAM 48 中。视频信号产生电路 49 读出写入到该视频 RAM 48 内的数据,并将其转换成模拟视频信号而输出到液晶监视器 25。液晶监视器 25 在输入该模拟视频信号时,在显示画面上显示电子内窥镜 6 的插入部 7 的镜体模型。

在 CPU 32 中, 计算与各源线圈 14i 对应的磁场检测信息, 即, 在构成各传感线圈 22j 的单心线圈 22k 内产生的电动势(正弦波信号的振幅值)和相位信息。另外, 相位信息表示电动势的极性±。

并且, 在本实施例中, 如图 1 所示, 为了使检测装置 21 确认插入体内的插入部 7 的位置, 体外标志器 57 和基准板 58 也能连接在检测装置 21 上来使用, 所述体外标志器 57 用于显示在体外的位置, 所述基准板 58 通过安装在患者 5 的腹部等上之类, 用于即使患者 5 的体位发生变化也总是能从(患者 5 的)指定方向显示镜体模型等。

体外标志器 57 在内部收纳有 1 个源线圈, 该体外标志器 57 的电缆 59 的基端的连接器 59a 与检测装置 21 自由拆装地连接。

然后, 通过连接该连接器 59a, 与探针 15 内的源线圈的情况一样, 体外标志器 57 的源线圈也被驱动, 由线圈单元 23 检测出的体外标志器 57 的源线圈的位置也与镜体模型一样显示在监视器 25 上。

并且, 基准板 58 在其盘形状部分的内部配置有例如 3 个源线圈, 与该 3 个源线圈连接的电缆 60 的基端的连接器 60a 与检测装置 21 自由拆装地连接。

通过检测该 3 个源线圈的位置来决定配置有这些源线圈的面。然后, 该面用于进行镜体模型的描绘, 以便在从垂直于该面的方向看到插入部 7 的情况下进行观察。

并且, 如图 4 所示, 在本实施例中, 检测装置 21 设置有分别连接探针 15 的连接器 16a、体外标志器 57 的连接器 59a 以及基准板 58 的连接器 60a 的连接器插座 21a、21b、21c, 各连接器插座 21a、21b、21c 与源线圈驱动电路部 31 连接。

如图 7 所示, 在电子内窥镜 6 中, 配置有把照明光传送到插入部 7 的光导 100 和具有多个源线圈 14i 的探针 15, 并且在插入部 7 的前端部内设置有对被摄体进行摄像的 CCD 101。然后, 根据来自视频处理器 10 的驱动信号来驱动 CCD 101, 由 CCD 101 所摄像的摄像信号经由缓冲电路 102 被传送到视频处理器 10。驱动信号和摄像信号通过内插到插入部 7 中的信号线 99 在视频处理器 10 和 CCD 101 之间被收发。

另一方面，电子内窥镜 6 的基端侧的操作部 8 设置有非易失性存储器 103，该非易失性存储器 103 存储有识别电子内窥镜 6 的镜体 ID 数据和用于判别设置在探针 15 内的源线圈 14i 的状态的各种判别数据。非易失性存储器 103 由可电改写的快闪存储器（R）等构成。

该镜体 ID 数据和各种判别数据在内窥镜系统 1 启动时，经由视频处理器 10 被取入内窥镜形状检测装置 3 内。在内窥镜形状检测装置 3 中，如图 8 所示，经由控制信号产生电路部 40 把镜体 ID 数据和各种判别数据（Rth1、Rth2、 ΔR ）存储在例如二端口存储器 42 的规定地址区域内（参照图 4）。

内窥镜形状检测装置 3 的源线圈驱动电路部 31 如图 9 所示，具有：产生正弦波的振荡器 110，和将该正弦波放大并经由开关部 112 使源线圈 14i 产生（驱动）交流磁场的放大器 111。并且，开关部 112 可把直流电流切换到放大器 111 的输出来提供给源线圈 14i，在源线圈驱动电路部 31 内设置有直流电阻值检测部 113，该直流电阻值检测部 113 根据在开关部 112 把直流电流提供给源线圈 14i 时的电压降来测定源线圈 14i 的直流电阻值。

源线圈驱动电路部 31 对应于源线圈 14i 具有多个上述振荡器 110、放大器 111、开关部 112 以及直流电阻值检测部 113，可在驱动多个源线圈 14i 的同时，测定多个源线圈 14i 的直流电阻值。所测定的多次，例如 2 次的直流电阻值 Rold1、Rold2 被存储在二端口存储器 42 的规定地址区域内（参照图 8）。

对这样构成的本实施例中的内窥镜形状检测处理进行说明。

当内窥镜系统 1 启动时，视频处理器 10 从电子内窥镜 6 的非易失性存储器 103 中读出镜体 ID 数据和各种判别数据（Rth1、Rth2、 ΔR ），把镜体 ID 数据和各种判别数据（Rth1、Rth2、 ΔR ）发送到内窥镜形状检测装置 3。

内窥镜形状检测装置 3 的 CPU 32 如图 10 所示，在步骤 S1 中经由控制信号产生电路部 40 把镜体 ID 数据和各种判别数据（Rth1、Rth2、 ΔR ）存储在二端口存储器 42 的规定地址区域内（参照图 8）。

然后,内窥镜形状检测装置3的CPU 32在步骤S2中控制开关部112,把直流电流提供给源线圈14i,通过直流电阻值检测部113检测源线圈14i的直流电阻值 R_{new} 。然后,CPU 32在步骤S3中判断检测出的电阻值 R_{new} 相对于判别数据 R_{th1} 、 R_{th2} 是否满足 $R_{th1} < R_{new} < R_{th2}$,在不满足 $R_{th1} < R_{new} < R_{th2}$ 的情况下,CPU 32判断为源线圈14i发生断线或短路,在步骤S4中禁止使用探针15,把出错显示在监视器25上,结束处理。

在满足 $R_{th1} < R_{new} < R_{th2}$ 的情况下,CPU 32在步骤S5中从二端口存储器42中读出作为基准值的过去值,例如上上次和上次检测出的直流电阻值 R_{old1} 、 R_{old2} ,在步骤S6中计算电阻值 R_{old1} 、 R_{old2} 与电阻值 R_{new} 之差,即变化量 $1 = |R_{old1} - R_{new}|$ 和变化量 $2 = |R_{old2} - R_{new}|$ 。

然后,CPU 32在步骤S7中把变化量1或变化量2和判别数据 ΔR 进行比较,判断是否满足变化量 $1 > \Delta R$ 或者变化量 $2 > \Delta R$ 的任意一方。该变化量1和变化量2表示源线圈14i的电阻值的时效变化。

然后,CPU 32在判断为满足变化量 $1 > \Delta R$ 或变化量 $2 > \Delta R$ 的任意一方时,判断为源线圈14i接近达到断线或短路的时期,在步骤S8中把表示督促更换探针15的警告等显示在监视器25上,进到步骤S9,当变化量1和变化量2均在 ΔR 以内时,从步骤S7直接进到步骤S9。

然后,CPU 32在步骤S9中,在二端口存储器42中把上上次电阻值改写为 R_{old2} ,并把上次电阻值改写为 R_{new} ,结束处理。

另外,上述处理针对所有16个源线圈14i以时分方式进行。而且,由于16个源线圈14i在形状检测时以时分方式进行磁场驱动,因而上述处理中的步骤S2~步骤S9的处理可以在不进行磁场驱动的期间内,针对所有16个源线圈14i以时分方式持续进行。并且,当结束形状检测处理时,可以把存储在二端口存储器42内的电阻值 R_{old1} 、 R_{old2} 最终存储在电子内窥镜6的非易失性存储器103内,改写非易失性存储器103。

这样在本实施例中,通过检测各源线圈的直流电阻值(电气物性)来判别源线圈的状态,因而可根据判别结果监视探针的时效变化,可适

当地管理探针。

另外，例如在日本国特许 3290153 号公报所提出的内窥镜形状检测装置中，也考虑了以下情况，即：显示在作为显示部的监视器上的插入部的插入形状图形的一部分超出到监视器的显示区域外而产生整体未显示的状况。于是，在这种情况下，手术医生针对插入部的插入形状图形中的超出而未显示的部分，不能确认插入部的状态。

在本实施例中，在内窥镜形状检测装置描绘的插入形状图形的一部分被描绘在显示部的规定区域外的情况下，通过进行显示变更处理，可把上述插入形状图形描绘在显示部的区域内。以下，使用图 1 和图 11 至图 17 对详情进行说明。

如图 1 所示，设置在内窥镜形状检测装置 3 的外装面上的操作面板 24 例如由可把内窥镜形状检测装置 3 进行第 1 显示变更处理和第 2 显示变更处理的定时切换到自动或手动的任意一方的自动/手动切换开关、对内窥镜形状检测装置 3 指示手动进行第 1 显示变更处理和第 2 显示变更处理时的定时的开关等的多个开关构成。在手术医生手动进行第 1 显示变更处理和第 2 显示变更处理的情况下，在把自动/手动切换开关设定为手动之后，通过在期望的定时按下开关，可进行第 1 显示变更处理和第 2 显示变更处理。另外，第 1 显示变更处理和第 2 显示变更处理的详细内容在后面描述，并且，在本实施例的以下说明中，假定第 1 显示变更处理和第 2 显示变更处理把内窥镜形状检测装置 3 进行第 1 显示变更处理和第 2 显示变更处理的定时设定为自动。

并且，内窥镜形状检测装置 3 如图 11 所示，在内部具有：由驱动源线圈 14i 的源线圈驱动部 231 和经由源线圈驱动部 231 来控制源线圈 14i 的磁场产生定时或频率等的源线圈控制部 232 构成的上述源线圈驱动电路部 31；由上述传感线圈信号放大电路部 34 和 ADC 38k 构成的信号检测部 233；由上述二端口存储器 42 构成的信号记录部 234；由上述 CPU 32 实现的源线圈位置分析部 235 和图像生成部 236；以及由上述的视频信号产生电路 49 构成的监视器驱动部 239。并且，图像生成部 236 由插入形状图像生成部 236a、存储部 236b 以及显示变更部 236c 构成。

作为检测部的信号检测部 233 检测从线圈单元 23 所输出的磁场信号，把该磁场信号放大到可进行信号处理的电平来输出。

信号记录部 234 临时记录从信号检测部 233 所输出的磁场信号。

源线圈位置分析部 235 根据记录在信号记录部 234 内的磁场信号分析源线圈 14i 的三维位置坐标，作为三维位置坐标信息信号来输出。

插入形状图像生成部 236a 根据从源线圈位置分析部 235 所输出的源线圈 14i 的三维位置坐标信息信号来计算插入部 7 的三维形状。并且，插入形状图像生成部 236a 根据计算出的插入部 7 的三维形状生成插入部 7 的插入形状图形，作为图像信号即插入形状图形信号来输出。

存储部 236b 临时记录从插入形状图像生成部 236a 所输出的插入部 7 的插入形状图形信号。

显示变更部 236c 根据记录在存储部 236b 内的插入形状图形信号进行坐标校正，使得插入形状图像生成部 236a 所生成的插入部 7 的插入形状图形的一部分或全部描绘在监视器画面 25a 内的二维坐标上，并输出进行了坐标校正后的插入形状图形信号。并且，在显示于作为显示部的监视器上的插入部的插入形状图形的一部分被描绘在监视器画面 25a 中的规定区域外的情况下，显示变更部 236c 根据记录在存储部 236b 内的插入形状图形信号进行规定的显示变更处理，使得插入形状图像生成部 236a 所生成的该插入形状图形描绘在监视器画面 25a 内的规定区域内，并输出进行了规定的显示变更处理后的插入形状图形信号。另外，作为上述规定的显示变更处理的第 1 显示变更处理和第 2 显示变更处理的详细内容在后面描述。

监视器驱动部 239 根据从显示变更部 236c 所输出的插入形状图形信号驱动监视器 25，把插入部 7 的插入形状图形描绘在监视器画面 25a 上。

首先，手术医生把插入形状检测用探针 15 从探针插入口 12a 插入电子内窥镜 6 内。之后，手术医生将电子内窥镜 6 的通用连接缆 9 连接在视频处理器 10 上，将插入形状检测用探针 15 的电缆 16 连接在内窥镜形状检测装置 3 上，把电子内窥镜 6 的插入部 7 插入患者 5 的体腔内。于是，CCD 101 对体腔内的像进行摄像，把所摄像的该体腔内的像作为摄

像信号来输出。然后，视频处理器 10 根据从 CCD 101 所输出的摄像信号进行图像处理等，把进行了图像处理等后的摄像信号输出到监视器 11。监视器 11 根据从视频处理器 10 所输出的摄像信号来对电子内窥镜 6 所摄像的体腔内的像进行图像显示。

并且，内窥镜形状检测装置 3 的源线圈控制部 232 经由源线圈驱动部 231 对各个源线圈 14i 进行控制，以使各个源线圈 14i 在不同定时产生磁场。源线圈 14i 根据源线圈控制部 232 的控制内容来产生与体腔内的插入部 7 的插入形状对应的磁场。源线圈 14i 所产生的上述磁场由线圈单元 23 检测，线圈单元 23 输出基于上述磁场的磁场信号。

线圈单元 23 所输出的磁场信号在内窥镜形状检测装置 3 的信号检测部 233 中被检测，之后被放大到可进行信号处理的电平来输出，被临时记录在信号记录部 234 内。源线圈位置分析部 235 根据记录在信号记录部 234 内的磁场信号来分析各个源线圈 14i 的三维位置坐标，作为三维位置坐标信息信号来输出。插入形状图像生成部 236a 根据从源线圈位置分析部 235 所输出的各个源线圈 14i 的三维位置坐标信息信号来计算插入部 7 的三维形状，之后根据计算出的插入部 7 的三维形状生成插入部 7 的插入形状图形，作为插入形状图形信号来输出。存储部 236b 临时记录从插入形状图像生成部 236a 所输出的插入部 7 的插入形状图形信号。显示变更部 236c 根据记录在存储部 236b 内的插入形状图形信号来进行坐标校正，使得插入形状图像生成部 236a 所生成的插入部 7 的插入形状图形的一部分或全部描绘在监视器画面 25a 内的二维坐标上，并输出进行了坐标校正后的插入形状图形信号。监视器驱动部 239 根据从显示变更部 236c 所输出的插入形状图形信号驱动监视器 25，把例如图 12 所示的插入部 7 的插入形状图形描绘在监视器画面 25a 上（图 13 的步骤 S101：插入形状图形的生成步骤）。

这里，例如当手术医生把插入部 7 插入体腔内的深部时，插入部 7 的插入形状有时被描绘成图 14 所示的插入形状图形。在这种情况下，显示变更部 236c 判定描绘在监视器画面 25a 上的插入形状图形的基端侧的中心部是否被描绘在图 14 所示的包含监视器画面 25a 内的横轴的中心部

Xc 的坐标 X1 至坐标 X2 之间的区域即第 1 区域内（图 13 的步骤 S102：插入形状图形的位置检测步骤）。该判定是例如在根据图像的像素值的差检测出监视器画面 25a 的横轴方向上的插入形状图形的基端侧的位置之后，根据该检测出的位置是否在该横轴方向上的坐标 X1 和坐标 X2 之间来进行的。另外，图 14 和图 15 所描绘的虚线是用于表示第 1 区域的假想虚线，因而实际上不显示在监视器画面 25a 上。

当根据上述判定结果，检测出描绘在监视器画面 25a 上的插入形状图形的基端侧的中心部被描绘在第 1 区域外时，显示变更部 236c 进行根据记录在存储部 236b 内的插入形状图形信号来变更该插入形状图形的描绘位置的第 1 显示变更处理即描绘位置变更处理（图 13 的步骤 S103：插入形状图形的位置变更步骤），使得该插入形状图形的基端侧的中心部描绘在监视器画面 25a 内的横轴的中心部 Xc，并输出进行了描绘位置变更处理后的插入形状图形信号。当监视器驱动部 239 根据从显示变更部 236c 所输出的插入形状图形信号驱动监视器 25 时，在监视器画面 25a 上描绘出例如图 15 所示的进行了描绘位置变更后的插入部 7 的插入形状图形（图 13 的步骤 S104：位置变更插入形状图形的生成步骤）。另外，在描绘于监视器画面 25a 上的插入形状图形的基端侧的中心部被描绘在图 14 所示的 X1 至 X2 之间的区域内的情况下，不进行上述的描绘位置变更处理。并且，监视器画面 25a 中的坐标 X1 和坐标 X2 是记录在设置于显示变更部 236c 内的未作图示的存储器等内的值，例如，可以由手术医生操作内窥镜形状检测装置 3 的操作面板 24 来变更为期望值的值，并且也可以是预先设定的固定值。

并且，例如当手术医生把插入部 7 插入体腔内的深部时，插入部 7 的插入形状有时被描绘成图 16 所示的插入形状图形。在这种情况下，显示变更部 236c 判定描绘在监视器画面 25a 上的插入形状图形的整体是否被描绘在图 16 所示的监视器画面 25a 内的框 A 内的区域即第 2 区域内（图 13 的步骤 S105：插入形状图形的尺寸检测步骤）。该判定是例如根据图像的像素值的差检测监视器画面 25a 的框 A 的范围外是否有插入形状图形来进行的。另外，在图 16 中，由虚线描绘的框 A 是用于表示第 2 区域

的假想框，因而实际上不显示在监视器画面 25a 上。

当根据上述判定结果，检测出描绘在监视器画面 25a 上的插入形状图形的至少一部分被描绘在第 2 区域外时，显示变更部 236c 进行根据记录在存储部 236b 内的插入形状图形信号来变更该插入形状图形的整体的放大率的第 2 显示变更处理即描绘尺寸变更处理（图 13 的步骤 S106：插入形状图形的尺寸变更步骤），使得该插入形状图形的整体描绘在监视器画面 25a 内的框 B 内的区域即第 3 区域内，并输出进行了描绘尺寸变更处理后的插入形状图形信号。另外，在图 17 中，由虚线描绘的框 B 是用于表示第 3 区域的假想框，因而实际上不显示在监视器画面 25a 上。

当监视器驱动部 239 根据从显示变更部 236c 所输出的插入形状图形信号来驱动监视器 25 时，在监视器画面 25a 上描绘出例如图 17 所示的变更了描绘尺寸后的插入部 7 的插入形状图形（图 13 的步骤 S107：尺寸变更插入形状图形的生成步骤）。另外，在描绘于监视器画面 25a 上的插入形状图形的整体被描绘在图 16 所示的框 A 内的区域内的情况下，不进行上述的描绘尺寸变更处理。并且，监视器画面 25a 中的框 A 和框 B 是记录在设置于显示变更部 236c 内的未作图示的存储器等内的区域，例如，可以通过手术医生操作内窥镜形状检测装置 3 的操作面板 24，可变更为期望的区域宽度、期望位置等的区域，并且也可以是预先设定的固定区域。

本实施例的内窥镜形状检测装置 3 如上所述，在插入部 7 的插入形状图形的基端侧的中心部被描绘在监视器画面 25a 的第 1 区域外的情况下，通过对该插入形状图形进行描绘位置变更处理，可把该插入形状图形的整体描绘在第 1 区域内。并且，本实施例的内窥镜形状检测装置 3 如上所述，在插入部 7 的插入形状图形的至少一部分被描绘在监视器画面 25a 的第 2 区域外的情况下，通过对该插入形状图形进行描绘尺寸变更处理，可把该插入形状图形的整体描绘在比第 2 区域窄的第 3 区域内。根据本实施例的内窥镜形状检测装置 3 具有的这种效果，手术医生可比以往更顺利地进行电子内窥镜 6 的插入操作。

（实施例 2）

图 18 至图 20 涉及本发明的实施例 2，图 18 是示出内窥镜形状检测装置的源线圈驱动电路部的结构的图，图 19 是示出二端口存储器的内存映射的图，图 20 是对内窥镜系统的作用进行说明的流程图。

由于实施例 2 与实施例 1 几乎相同，因而仅对不同点进行说明，对同一结构附上相同符号并省略说明。

在本实施例中，如图 18 所示，内窥镜形状检测装置 3 的源线圈驱动电路部 31 构成为具有源线圈 14i 的数量的多个：振荡器 110，放大器 111，测定流入源线圈 14i 内的交流电流的电流检测部 114，测定对源线圈 14i 施加的交流电压的电压检测部 115，以及根据所测定的交流电流和交流电压来计算源线圈 14i 的阻抗 Z_{new} 的阻抗计算部 116。

并且，非易失性存储器 103 的镜体 ID 数据和各种判别数据在内窥镜系统 1 起动时，经由视频处理器 10 被取入内窥镜形状检测装置 3 内。在内窥镜形状检测装置 3 中，如图 19 所示，经由控制信号产生电路部 40 把镜体 ID 数据和各种判别数据 (Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 ΔZ) 存储在二端口存储器 42 的规定地址区域内。

其他结构与实施例 1 相同。对这样构成的本实施例中的内窥镜形状检测处理进行说明。

当内窥镜系统 1 起动时，视频处理器 10 从电子内窥镜 6 的非易失性存储器 103 中读出镜体 ID 数据和各种判别数据 (Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 ΔZ)，把镜体 ID 数据和各种判别数据 (Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 ΔZ) 发送到内窥镜形状检测装置 3。

内窥镜形状检测装置 3 的 CPU 32 如图 20 所示，在步骤 S11 中经由控制信号产生电路部 40 把镜体 ID 数据和各种判别数据 (Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 ΔZ) 存储在二端口存储器 42 的规定地址区域内（参照图 19）。

然后，内窥镜形状检测装置 3 的 CPU 32 在步骤 S12 中通过电流检测部 114 测定流入源线圈 14i 内的交流电流，并通过电压检测部 115 测定对源线圈 14i 施加的交流电压，在阻抗计算部 116 中根据所测定的交流电流和交流电压来计算源线圈 14i 的阻抗 Z_{new} 。

然后，CPU 32 在步骤 S13 中判断检测出的阻抗 Z_{new} 相对于判别数

据 Z_{th1} 、 Z_{th2} 是否满足 $|Z_{th1}| < |Z_{new}| < |Z_{th2}|$ ，在不满足 $|Z_{th1}| < |Z_{new}| < |Z_{th2}|$ 的情况下，CPU 32 判断为源线圈 14i 发生断线或短路，在步骤 S14 中禁止使用探针 15，把出错显示在监视器 25 上，结束处理。

在满足 $|Z_{th1}| < |Z_{new}| < |Z_{th2}|$ 的情况下，CPU 32 在步骤 S15 中从二端口存储器 42 中读出上上次和上次检测出的阻抗 Z_{old1} 、 Z_{old2} ，在步骤 S16 中计算阻抗 Z_{old1} 、 Z_{old2} 与阻抗 Z_{new} 之差，即变化量 $1 = ||Z_{old1}| - |Z_{new}||$ 和变化量 $2 = ||Z_{old2}| - |Z_{new}||$ 。

然后，CPU 32 在步骤 S17 中把变化量 1 或变化量 2 和判别数据 ΔZ 进行比较，判断是否满足变化量 $1 > \Delta Z$ 或变化量 $2 > \Delta Z$ 的任意一方。该变化量 1 和变化量 2 表示源线圈 14i 的阻抗的时效变化。

另外，CPU 32 在判断为满足变化量 $1 > \Delta Z$ 或变化量 $2 > \Delta Z$ 的任意一方时，判断为源线圈 14i 接近达到断线或短路的时期，在步骤 S18 中把表示督促更换探针 15 的警告等显示在监视器 25 上，进到步骤 S19，当变化量 1 和变化量 2 均在 ΔZ 以内时，从步骤 S17 直接进到步骤 S19。

然后，CPU 32 在步骤 S19 中，在二端口存储器 42 中把上上次阻抗改写为 Z_{old2} ，把上次阻抗改写为 Z_{new} ，结束处理。

另外，上述处理是针对所有 16 个源线圈 14i 以时分方式进行的。而且，由于 16 个源线圈 14i 在形状检测时以时分方式进行磁场驱动，因而上述处理中的步骤 S12~步骤 S19 的处理可以在不进行磁场驱动的期间内，针对所有 16 个源线圈 14i 以时分方式持续进行。并且，当结束形状检测处理时，可以把存储在二端口存储器 42 内的阻抗 Z_{old1} 、 Z_{old2} 最终存储在电子内窥镜 6 的非易失性存储器 103 内，改写非易失性存储器 103。

这样在本实施例中，也能取得与实施例 1 相同的效果。

（实施例 3）

图 21 至图 25 涉及本发明的实施例 3，图 21 是示出内窥镜形状检测装置的源线圈驱动电路部的结构的图，图 22 是对内窥镜系统的作用进行说明的流程图，图 23 是对图 22 的处理进行说明的说明图，图 24 是示出

图 21 的源线圈驱动电路部的变形例的结构的图，图 25 是对图 24 的源线圈驱动电路部的作用进行说明的说明图。

由于实施例 3 与实施例 2 几乎相同，因而仅对不同点进行说明，对同一结构附上相同符号并省略说明。

在本实施例中，如图 21 所示，CPU 32 构成为根据由阻抗计算部 116 计算出的源线圈 14i 的阻抗 Z 来控制振荡器 110 的输出电压值。其他结构与实施例 2 相同。

对这样构成的本实施例中的内窥镜形状检测处理进行说明。

如图 22 所示，步骤 S11~S14 与实施例 2 相同，当步骤 S11~S14 的处理结束时，CPU 32 在步骤 S21 中根据由阻抗计算部 116 计算出的源线圈 14i 的阻抗 Z 来控制振荡器 110 的输出电压值，结束处理。其他作用与实施例 2 相同。

这里，对在步骤 S21 中根据源线圈 14i 的阻抗 Z 来控制振荡器 110 的输出电压值进行说明。

如图 23 所示的源线圈 14i 的等效电路那样，当把探针 15 的电缆电阻设为 r_1 、 r_2 ，把源线圈 14i 的直流电阻设为 r_c ，把源线圈 14i 的电感设为 L_c ，把流入源线圈 14i 内的电流设为 I ，把放大器 111 的输出电压设为 V ，把放大器 111 的输出频率设为 f ，以及设 $R=r_1+r_2+r_c$ 时，从源线圈 14i 产生的磁场 Φ 和从放大器 111 看到的阻抗 Z 分别为：

$$\Phi = L_c \cdot I$$

$$|Z| = (R^2 + (2\pi f L_c)^2)^{1/2}$$

由于 $I = V / |Z|$ ，因而 CPU 32 根据 $|Z|$ 控制振荡器 110 的输出电压值来设定 V ，以使 I 为规定的电流值，从而得到恒定的磁场输出，而与 R 即 r_1 、 r_2 、 r_c 无关。

另外，如图 24 所示，内窥镜形状检测装置 3 的源线圈驱动电路部 31 可以采用使实施例 1 和实施例 2 组合而成的结构，可以分别检测源线圈 14i 的直流电阻值和阻抗。

在图 24 的结构的情况下，可检测直流电阻 R ，CPU 32 可根据阻抗 Z 和直流电阻 R 求出电感 L_c 。因此，控制振荡器 110 的输出电压值来设定

V, 以使 $\Phi = Lc \cdot I = Lc \cdot V / |Z|$ 为规定值, 从而得到恒定的磁场输出。

作为图 24 的结构的情况的处理, 如图 25 所示, 可以在进行了实施例 2 的步骤 S11~S19 的处理后, 进行步骤 S21 的处理。

这样在本实施例中, 可根据线圈的电气物性, 把源线圈磁场控制在恒定的磁场输出。

(实施例 4)

图 26 至图 36 涉及本发明的实施例 4, 图 26 是示出内窥镜形状检测装置的源线圈驱动电路部的结构的图, 图 27 是示出图 26 的增益可变放大器部的结构的图, 图 28 是对内窥镜系统的作用进行说明的流程图, 图 29 是示出图 27 的增益可变放大器部的第 1 变形例的结构的图, 图 30 是示出图 27 的增益可变放大器部的第 2 变形例的结构的图, 图 31 是图 28 的变形例的流程图, 图 32 是示出二端口存储器的内存映射的图, 图 33 是对内窥镜系统的变形例的作用进行说明的流程图, 图 34 是示出二端口存储器的变形例的内存映射的图, 图 35 是对存储在二端口存储器内的数据的变形例进行说明的图, 图 36 是示出内窥镜系统的变形例的图。

由于实施例 4 与实施例 3 几乎相同, 因而仅对不同点进行说明, 对同一结构附上相同符号并省略说明。

在本实施例中, 如图 26 所示, 设置可通过 CPU 32 的控制使增益可变的增益可变放大器部 111a 来取代放大器 111。

如图 27 所示, 增益可变放大器部 111a 由使来自振荡器 110 的正弦波放大并使源线圈产生(驱动)交流磁场的 GCA(增益控制放大器) 121、和把增益设定数据(运算/设定数值数据)转换成 8 位串行数据的数据转换部 122 构成, 根据来自数据转换部 122 的串行增益设定数据来设定 GCA 121 的增益, 从而驱动多个源线圈 14i。

其他结构与实施例 3 相同。

对这样构成的本实施例中的内窥镜形状检测处理进行说明。

如图 28 所示, 步骤 S11~S14 与实施例 3 相同, 当步骤 S11~S14 的处理结束时, CPU 32 在步骤 S22 中根据由阻抗计算部 116 计算出的源线圈 14i 的阻抗 Z 控制增益可变放大器部 111a 的 GCA 的增益, 结束处理。

其他作用与实施例 3 相同。

另外，使用增益设定数据来设定 GCA 121 的增益，然而不限于此，例如如图 29 所示，可以使用切换多个反馈电阻来设定增益的运算放大器 131、和把增益设定数据转换成设定运算放大器 131 的反馈电阻的并行数据的数据转换部 132 来构成增益可变放大器部 111a，如图 30 所示，也可以使用数字电位计 141 来构成运算放大器 131 的反馈电阻，可以设置把增益设定数据转换成数字电位计 141 的控制信号的数据转换部 142 来构成增益可变放大器部 111a。

另外，内窥镜形状检测装置 3 的源线圈驱动电路部 31 可以采用使实施例 1 和实施例 2 组合而成的结构，可以分别检测源线圈 14i 的直流电阻值和阻抗。在该情况下，如图 31 所示，可以在进行了实施例 2 的步骤 S11～S19 的处理后，进行步骤 S22 的处理。

另外，例如在日本国特开 2003—290129 号公报等中公开了一种使用磁场来检测内窥镜形状、并显示检测出的内窥镜形状的装置。然后，驱动在插入体内的内窥镜的插入部内以规定间隔配置的多个磁场产生元件从而在其周围产生磁场，使用配置在体外的磁场检测元件来检测各磁场产生元件的三维位置，生成使各磁场产生元件连续性连接的曲线，通过显示单元显示模型化后的插入部的三维图像。

手术医生等通过观察该图像，可把握插入体内的插入部的前端部的位置和插入形状等，可顺利地进行插入到目标部位的作业等。

然而，在上述特开 2003—290129 号公报的内窥镜形状检测装置中，使用振荡器产生正弦波，使用放大器进行放大，使正弦波电流流入线圈内，产生（驱动）交流磁场，然而由于放大器的增益是固定的，因而当线圈种类改变时，不能进行适当的驱动。

即，在粗的内窥镜中使用大的线圈，在细的内窥镜中使用小的线圈，并且导线长度等也不同（当内窥镜的插入部的长度长且素材细时，直流电阻高。驱动时不能忽略。）。其结果，当线圈种类改变时，阻抗也改变，存在例如电流过大而使线圈烧断的可能性、或者电流过小而只能产生弱磁场的可能性。

这些可根据要使用的线圈来变更处理工序或数据，以此来解决，然而由于每次变更使用的内窥镜时所配置的线圈的种类不同，因而会需要频繁进行软件或数据的更新。

在本实施例 4 中，可根据最佳的线圈数据简单地进行形状检测和估计，而不更新软件或数据。以下，使用图 32 至图 36 对详情进行说明。

如图 7 所示，电子内窥镜 6 的基端侧的操作部 8 设置有非易失性存储器 103，该非易失性存储器 103 存储有识别上述的电子内窥镜 6 的镜体 ID 数据和用于判别设置在探针 15 内的源线圈 14i 的状态的各种判别数据，此外还存储有运算/设定数值数据，即在驱动设置于探针 15 内的源线圈 14i 时使用的驱动信号的增益设定数据。

该增益设定数据（运算/设定数值数据）在内窥镜系统 1 起动时，经由视频处理器 10 被取入内窥镜形状检测装置 3 内。在内窥镜形状检测装置 3 中，如图 32 所示，经由控制信号产生电路部 40（数值数据写入单元）把增益设定数据（运算/设定数值数据）存储在例如二端口存储器 42 的第 2 RAM 42c 的规定地址区域内（参照图 4）。

内窥镜形状检测装置 3 的源线圈驱动电路部 31 由图 27 所示的增益可变放大器部 111a 构成。即，源线圈驱动电路部 31 如图 27 所示，具有多个增益可变放大器部 111a，该增益可变放大器部 111a 由以下部分构成，即：产生正弦波的振荡器 110，将该正弦波放大并使源线圈产生（驱动）交流磁场的 GCA 121，以及把增益设定数据（运算/设定数值数据）转换成 8 位串行数据的数据转换部 122，源线圈驱动电路部 31 根据来自数据转换部 122 的串行增益设定数据来设定 GCA 121 的增益，从而驱动多个源线圈 14i。

内窥镜形状检测装置 3 的 CPU 32 进行如下控制：在内窥镜系统 1 起动时，如图 33 所示，在步骤 S201 中，使视频处理器 10 从电子内窥镜 6 的非易失性存储器 103 中读出增益设定数据（运算/设定数值数据），把增益设定数据（运算/设定数值数据）发送到内窥镜形状检测装置 3。

然后，在步骤 S202 中，内窥镜形状检测装置 3 的 CPU 32 经由控制信号产生电路部 40 把增益设定数据（运算/设定数值数据）存储在二端口存储器 42 的第 2 RAM 42c 的规定地址区域内（参照图 32）。

例如,在作为配置于电子内窥镜6内的探针15的源线圈的驱动条件而把GCA 121的增益设定值设定为“11001000”的情况下,该数据“11001000”作为增益设定数据(运算/设定数值数据)被存储在非易失性存储器103内,数据“11001000”被写入二端口存储器42的第2RAM 42c的规定地址区域内。

此时在该规定地址区域内存储有默认的增益设定数据、或者上次使用内窥镜系统1时的电子内窥镜6的增益设定数据,因而CPU 32进行改写规定地址区域的数据的处理,存储增益设定数据(运算/设定数值数据)。

然后,在步骤S203中从第2RAM 42c的规定地址区域中读出增益设定数据(运算/设定数值数据),输出到源线圈驱动电路部31(参照图27)。由此,在源线圈驱动电路部31中,增益设定数据(运算/设定数值数据)由数据转换部122转换成串行增益设定数据,GCA 121的增益被设定为与配置在电子内窥镜6内的探针15对应的设定值。

然后,在步骤S204中驱动源线圈14i来进行内窥镜形状检测,把检测出的内窥镜形状显示在液晶监视器25上,结束处理。

这样,把与配置在电子内窥镜6内的探针15的源线圈对应的运算/设定数值数据即增益设定数据从电子内窥镜6的非易失性存储器103经由视频处理器10存储在二端口存储器42的第2RAM 42c的规定地址区域内,使用该增益设定数据来直接设定GCA 121的增益,因而针对每个所连接的探针15,都能在最佳的驱动条件下简单地驱动源线圈,而不更新软件或数据表。

另外,在图27中,在源线圈驱动电路部31中使用增益设定数据来设定GCA 121的增益,然而不限于此,可以使用例如图29所示的增益可变放大器部111a来构成源线圈驱动电路部31,也可以使用图30所示的增益可变放大器部111a来构成源线圈驱动电路部31。

并且,作为运算/设定数值数据,以增益设定数据为例作了说明,然而不限于此,可以把例如配置在探针15内的源线圈的个数和线圈间隔作为运算/设定数值数据存储在电子内窥镜6的非易失性存储器103内,如图34所示,把表示源线圈的个数和线圈间隔的数据写入二端口存储器42

的第2 RAM 42c 的规定地址区域内。

内窥镜种类有各种，有插入部长度不同的内窥镜。长的插入部线圈个数多，短的插入部线圈个数少。例如在日本国特开 2000—93986 号公报的内窥镜形状检测装置中，在弯曲部中把线圈间隔配置得较窄，在软性部中把线圈间隔配置得较宽。

并且，在日本国特开 2003—245242 号公报的内窥镜形状检测装置中，在描绘内窥镜形状时进行内插处理来描绘平滑的形状。该处理需要线圈间隔/线圈个数。

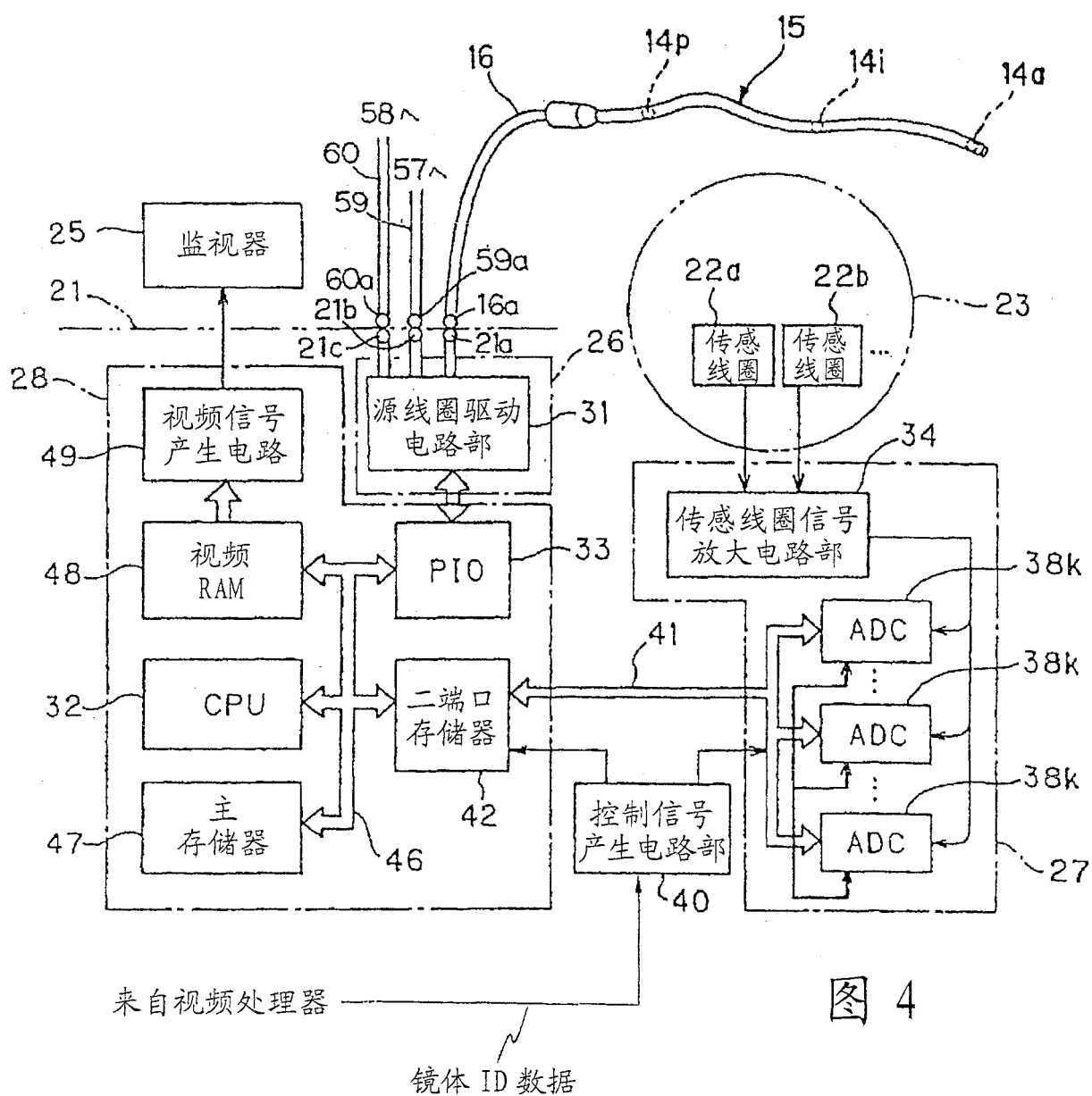
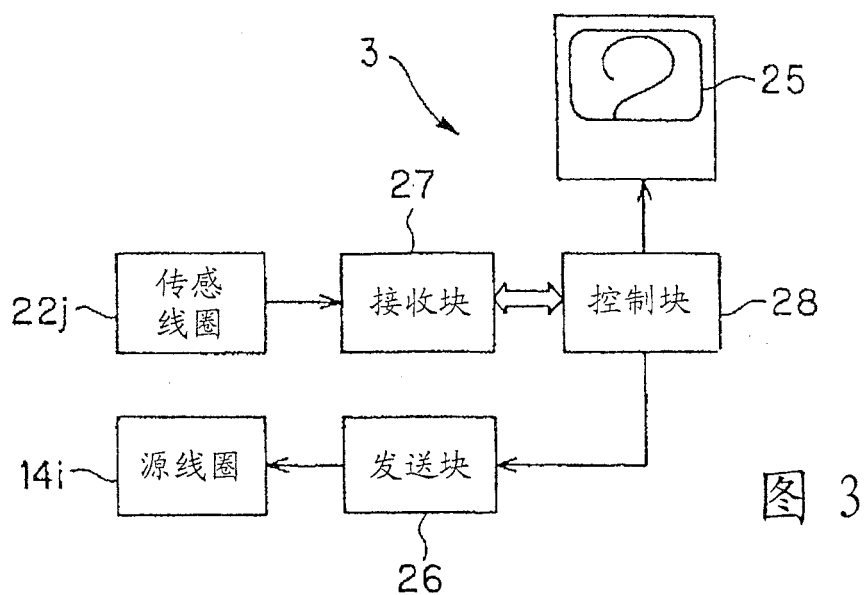
并且，还有在日本国特开 2001—231743 号公报中的具有 2 个部位的弯曲部的内窥镜形状检测装置。

因此，如图 35 所示，例如在源线圈的个数是 10 个、线圈间隔从内窥镜前端到第 5 个线圈是 5cm、从第 5 个线圈到第 10 个线圈是 10cm 的情况下，把对“10、5、5、5、5、5、10、10、10、10、10”作了编码后的结果作为运算/设定数值数据存储在电子内窥镜 6 的非易失性存储器 103 内，如图 34 所示，把表示源线圈的个数和线圈间隔的数据写入二端口存储器 42 的第 2 RAM 42c 的规定地址区域内，由此，内窥镜形状检测装置 3 可以使用该数据来描绘形状。

另外，内窥镜形状检测装置 3 经由视频处理器 10 取入存储在电子内窥镜 6 的非易失性存储器 103 内的运算/设定数值数据，然而不限于此，内窥镜形状检测装置 3 可以直接取入存储在电子内窥镜 6 的非易失性存储器 103 内的运算/设定数值数据。

并且，把存储在电子内窥镜 6 的非易失性存储器 103 内的运算/设定数值数据存储在单独的存储卡（未作图示）内，在使用该电子内窥镜时，如图 36 所示，可以把存储卡插入设置在内窥镜形状检测装置内的槽 351 内，读出运算/设定数值数据，即使在不具有非易失性存储器 103 的电子内窥镜中也能应用本实施例，并且即使不经由视频处理器 10 也能通过槽 351 取入运算/设定数值数据。

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



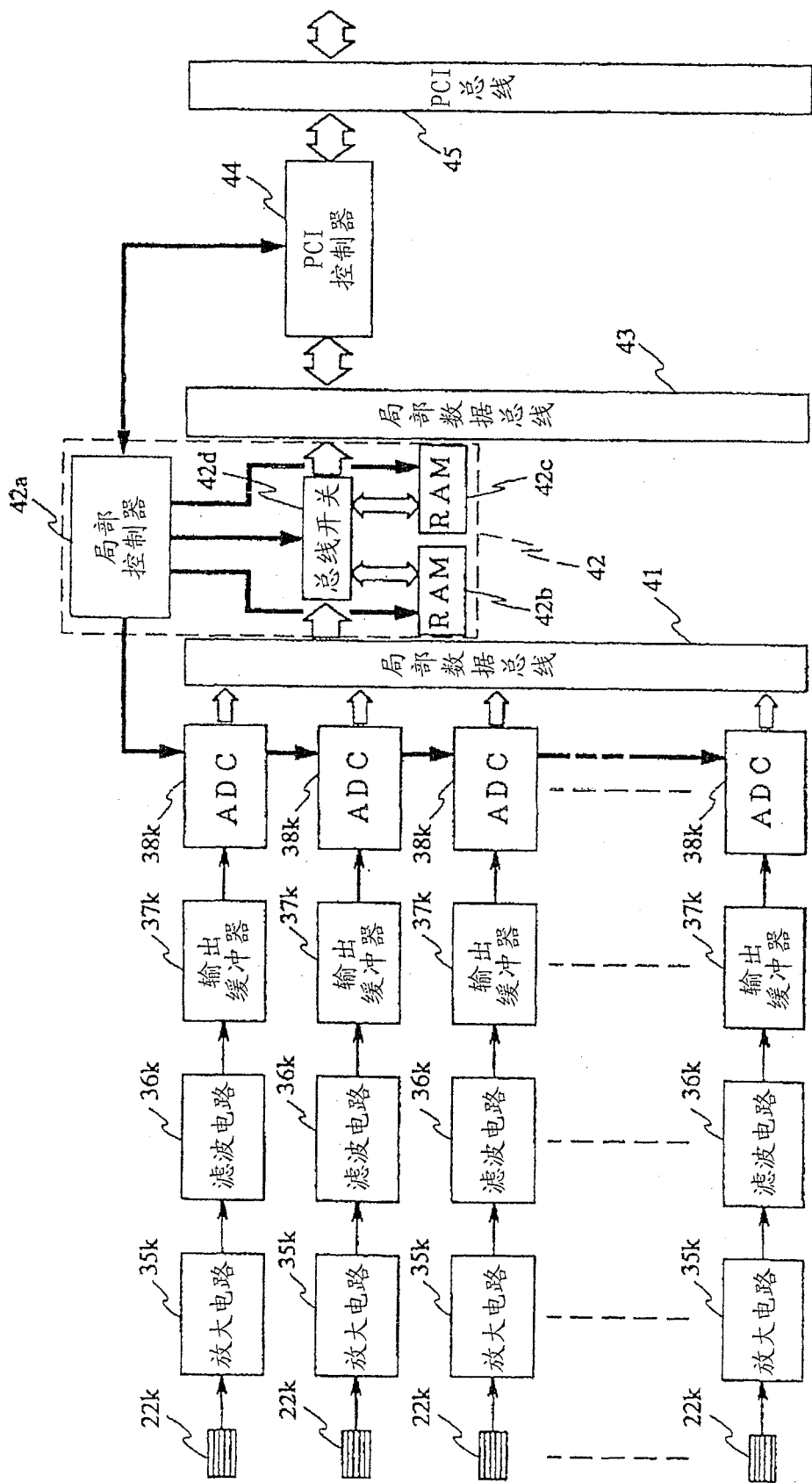


图 5

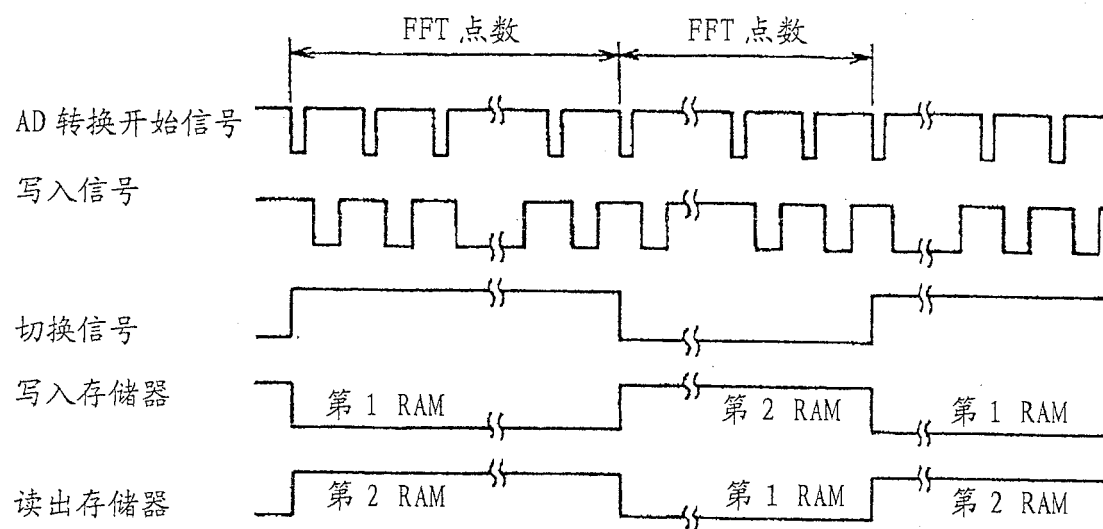


图 6

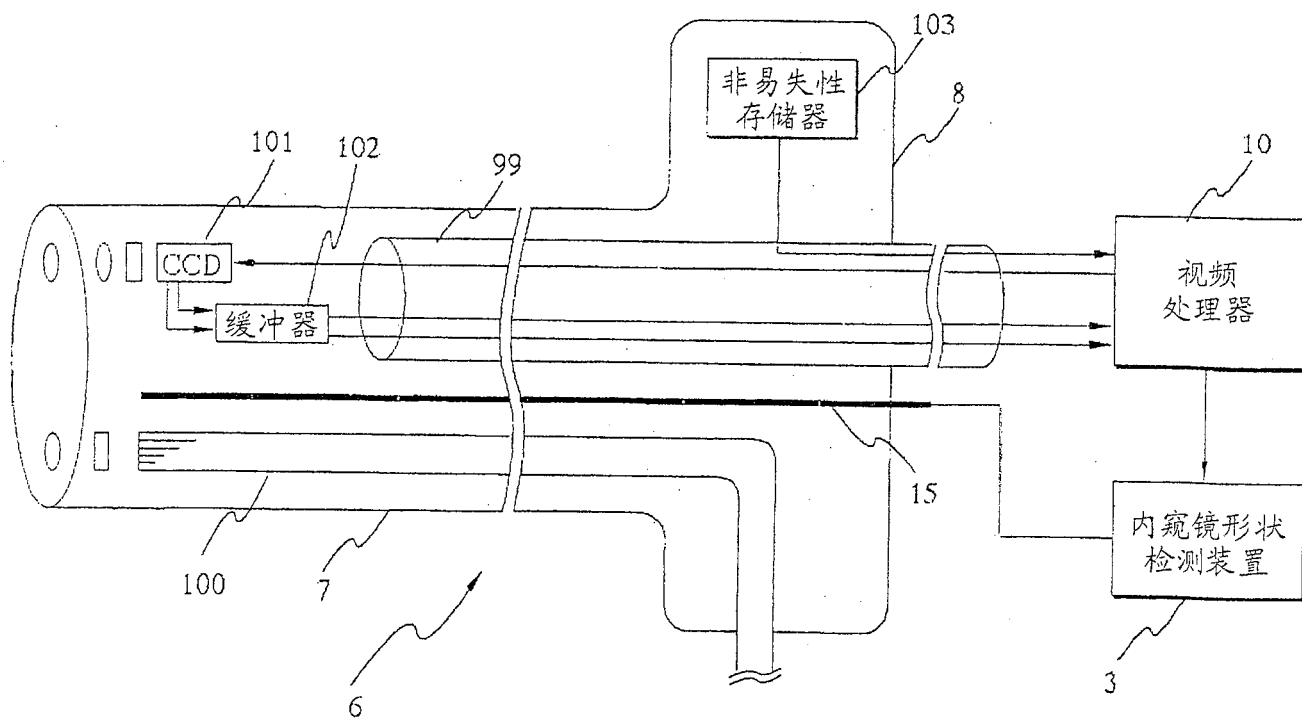


图 7

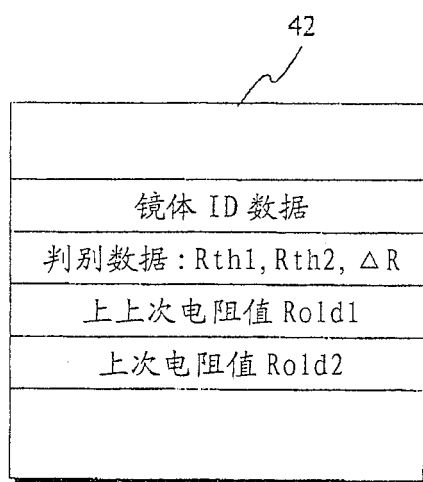


图 8

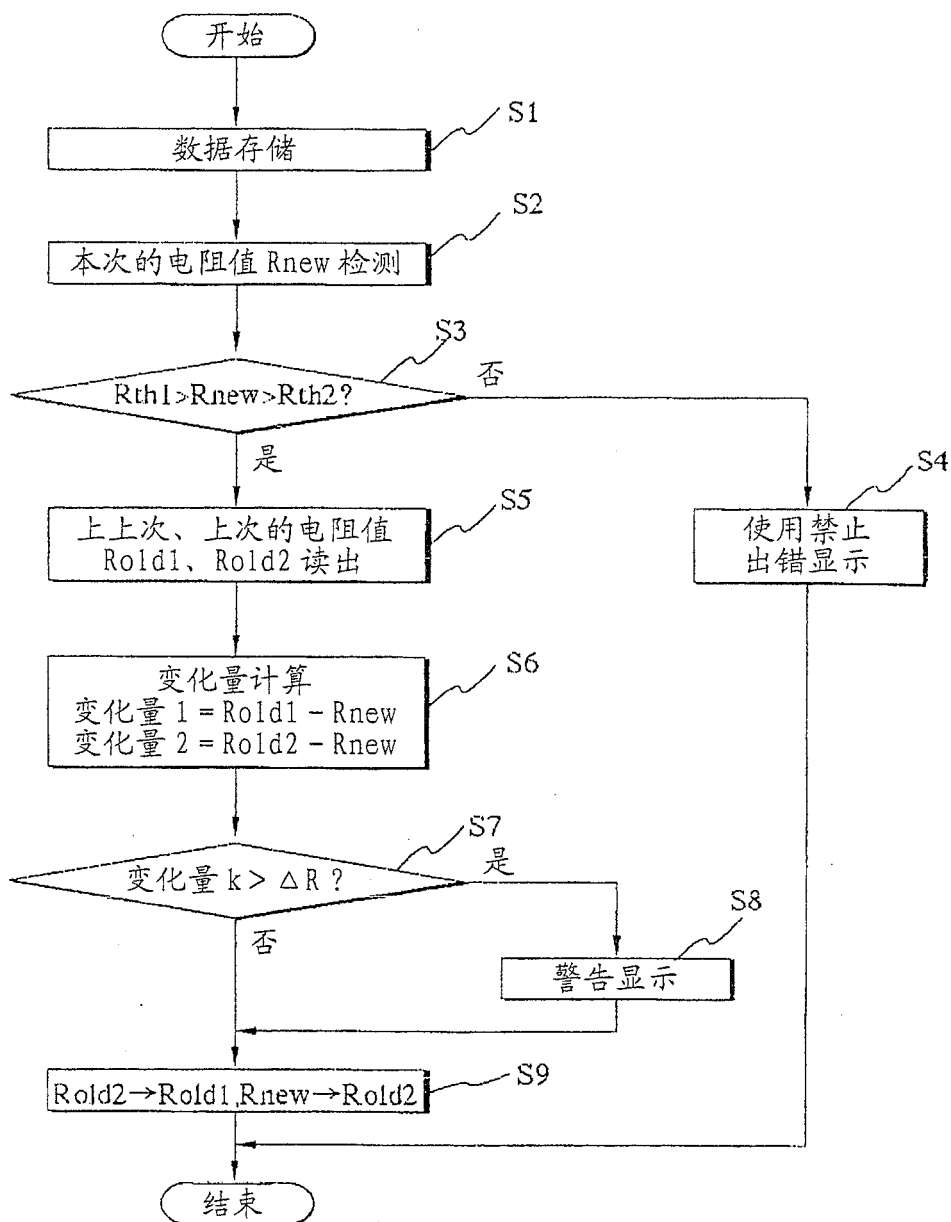


图 10

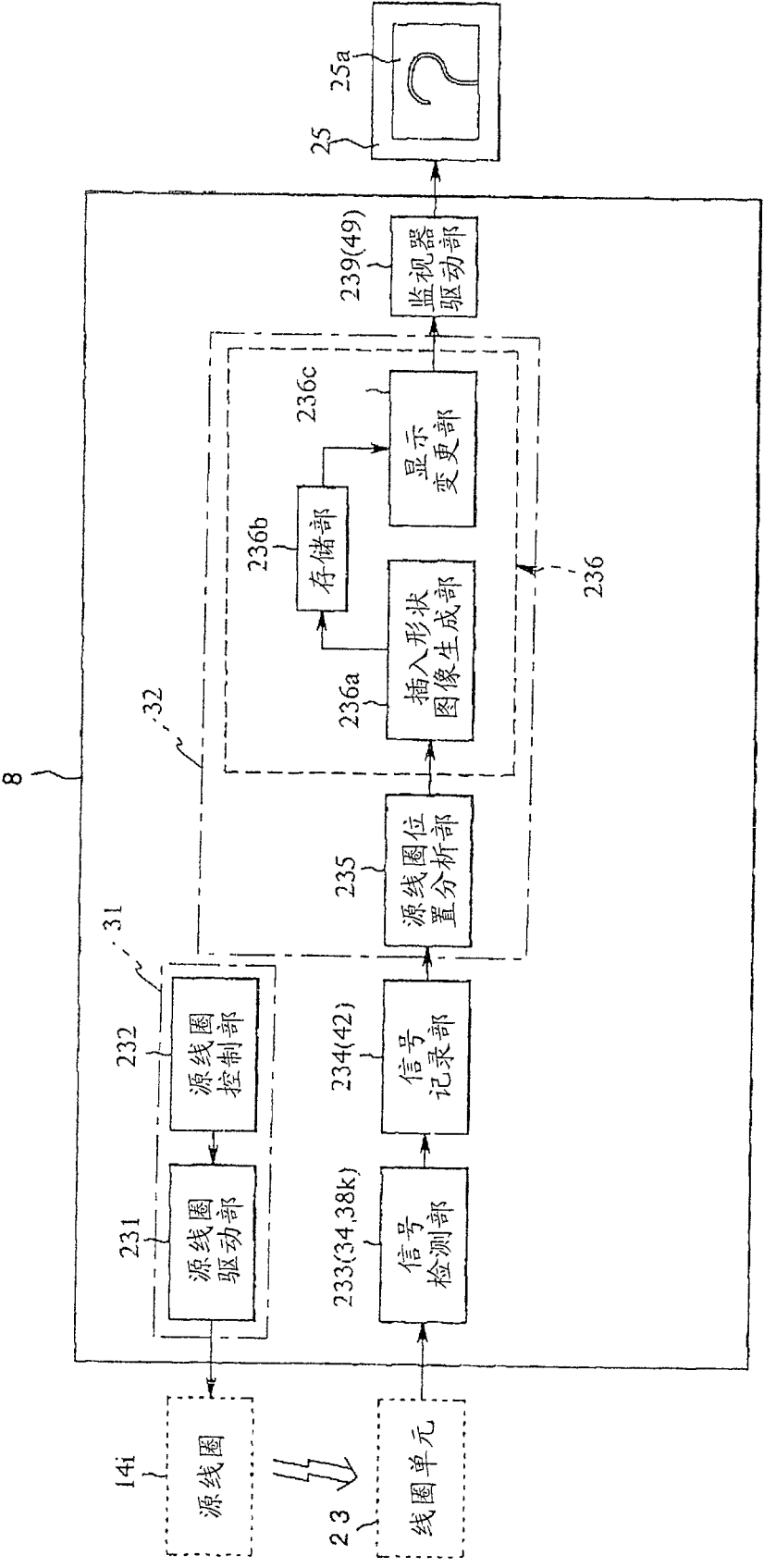


图 11

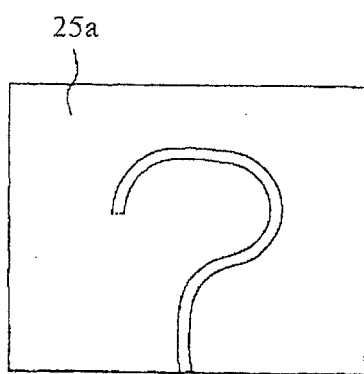


图 12

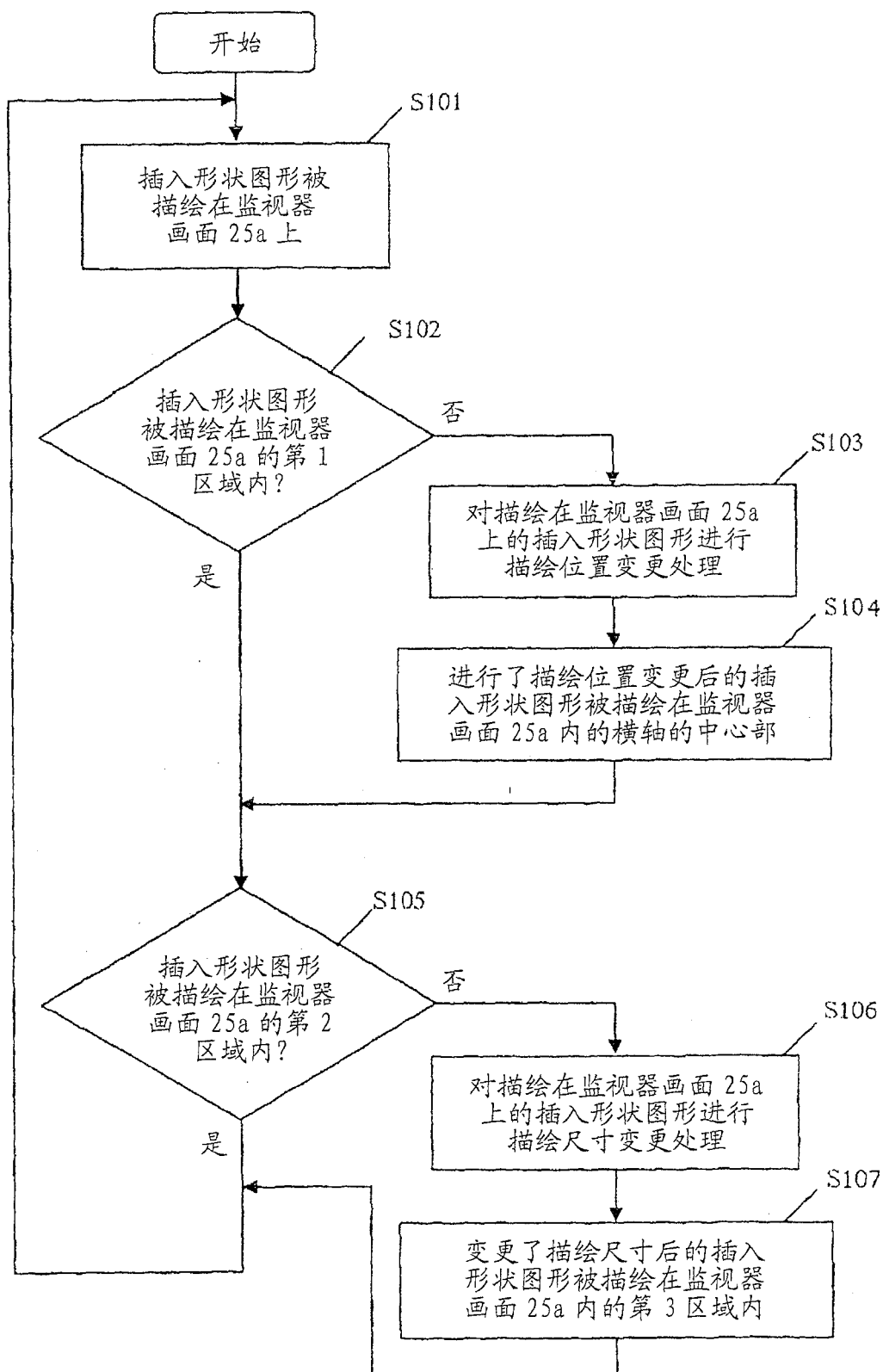


图 13

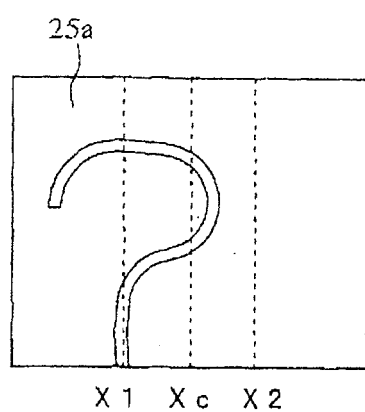


图 14

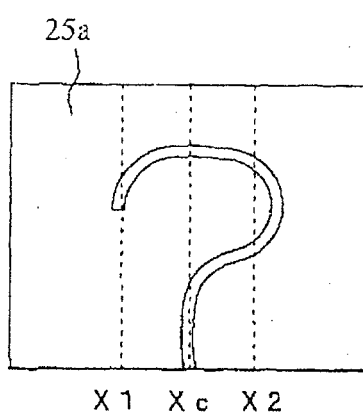


图 15

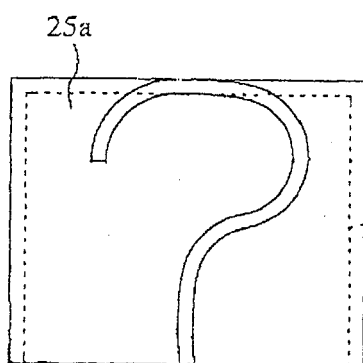


图 16

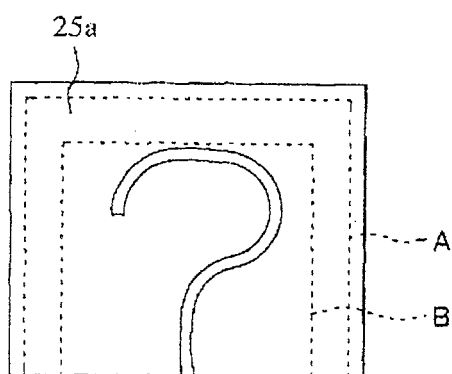


图 17

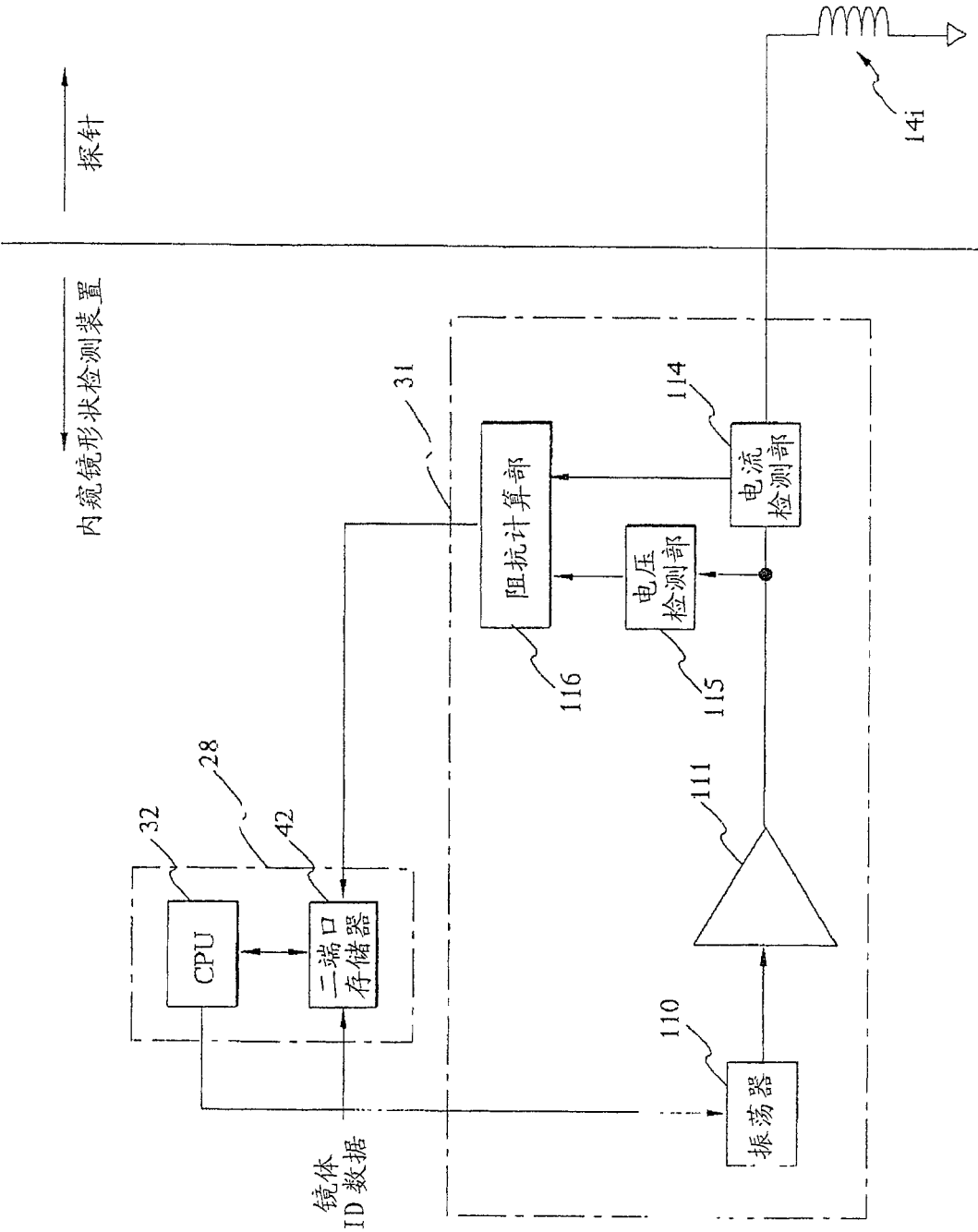


图 18

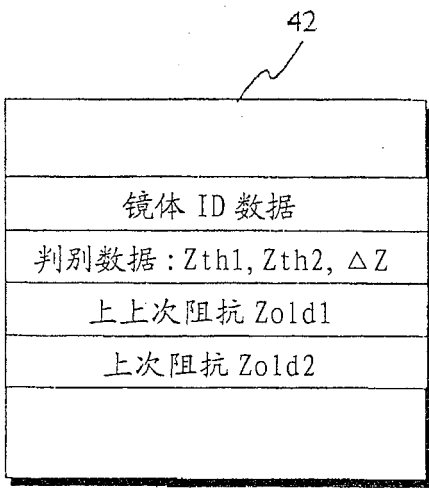


图 19

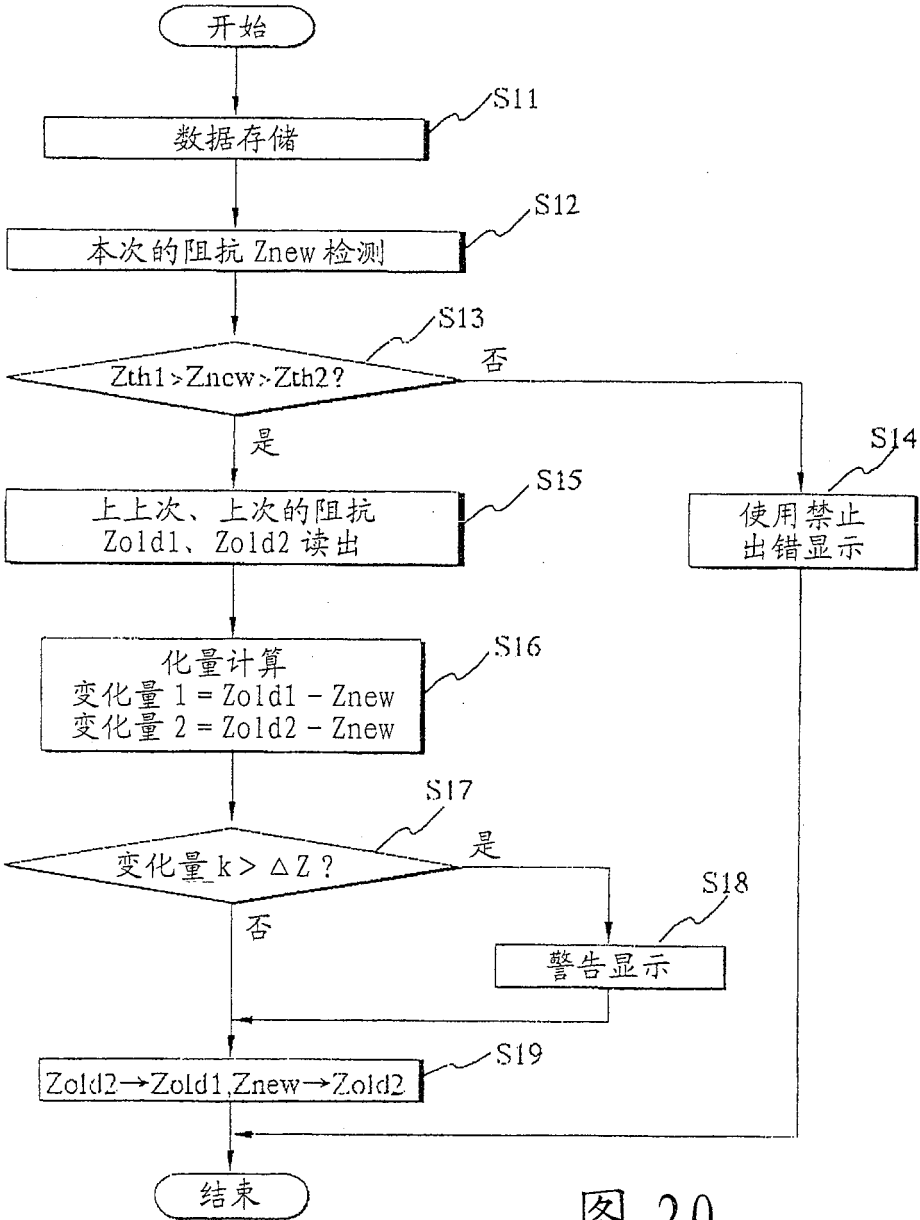


图 20

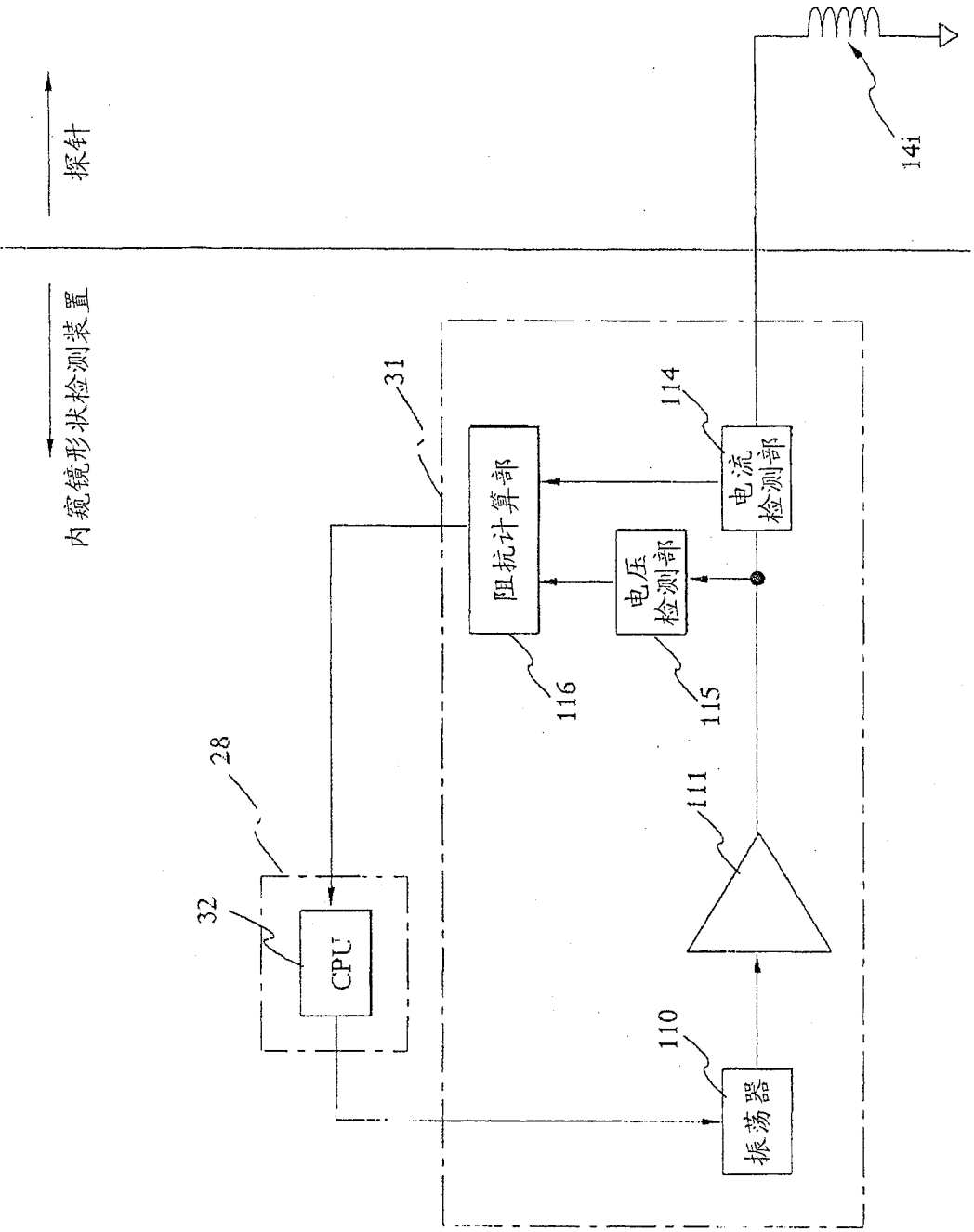


图 21

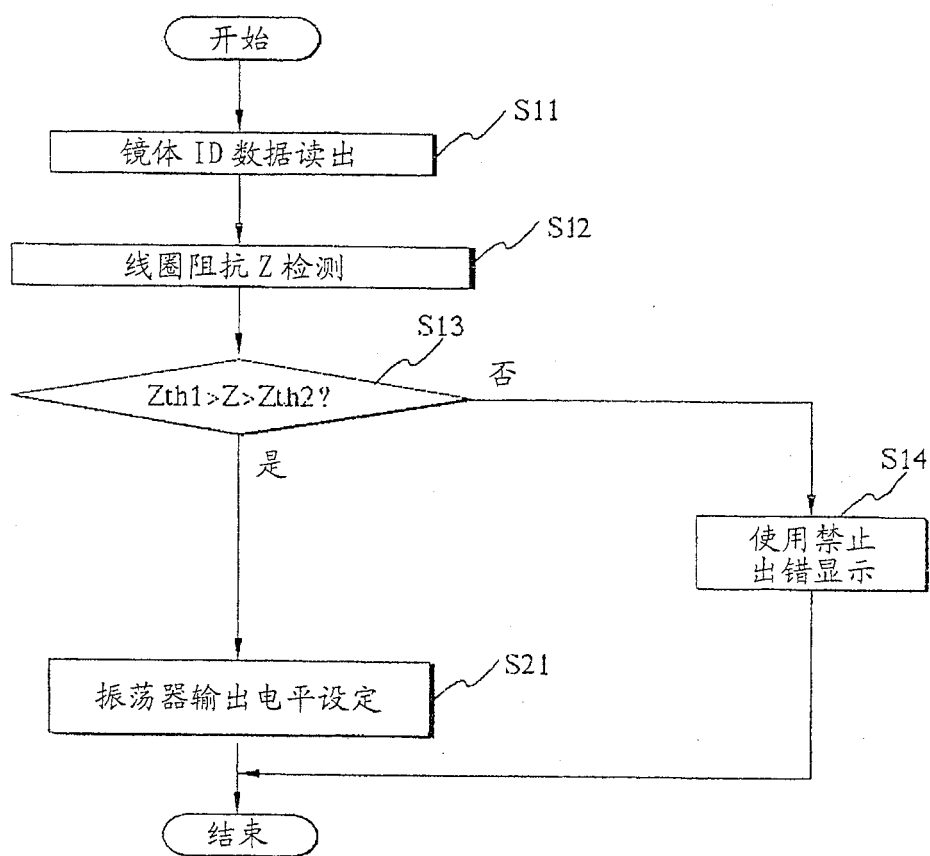


图 22

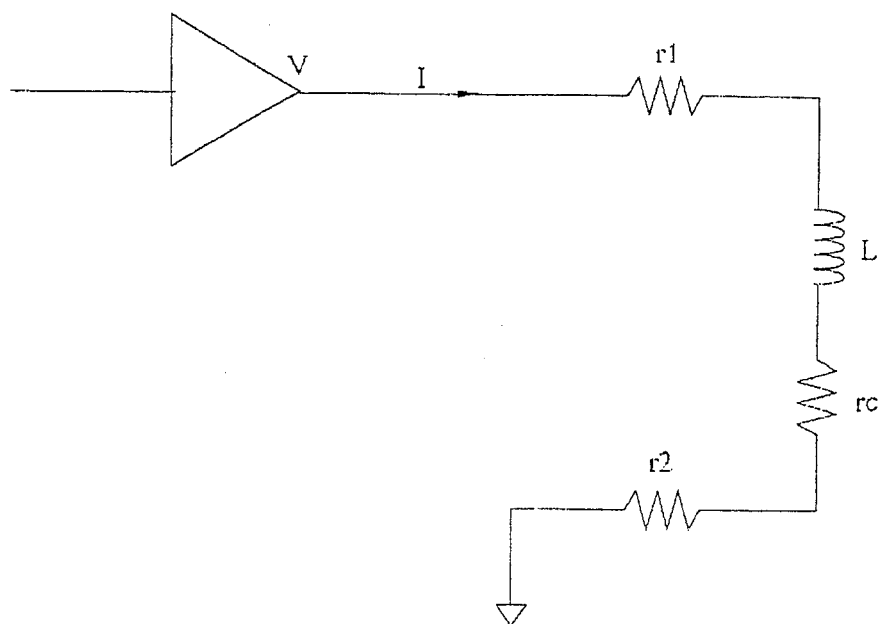


图 23

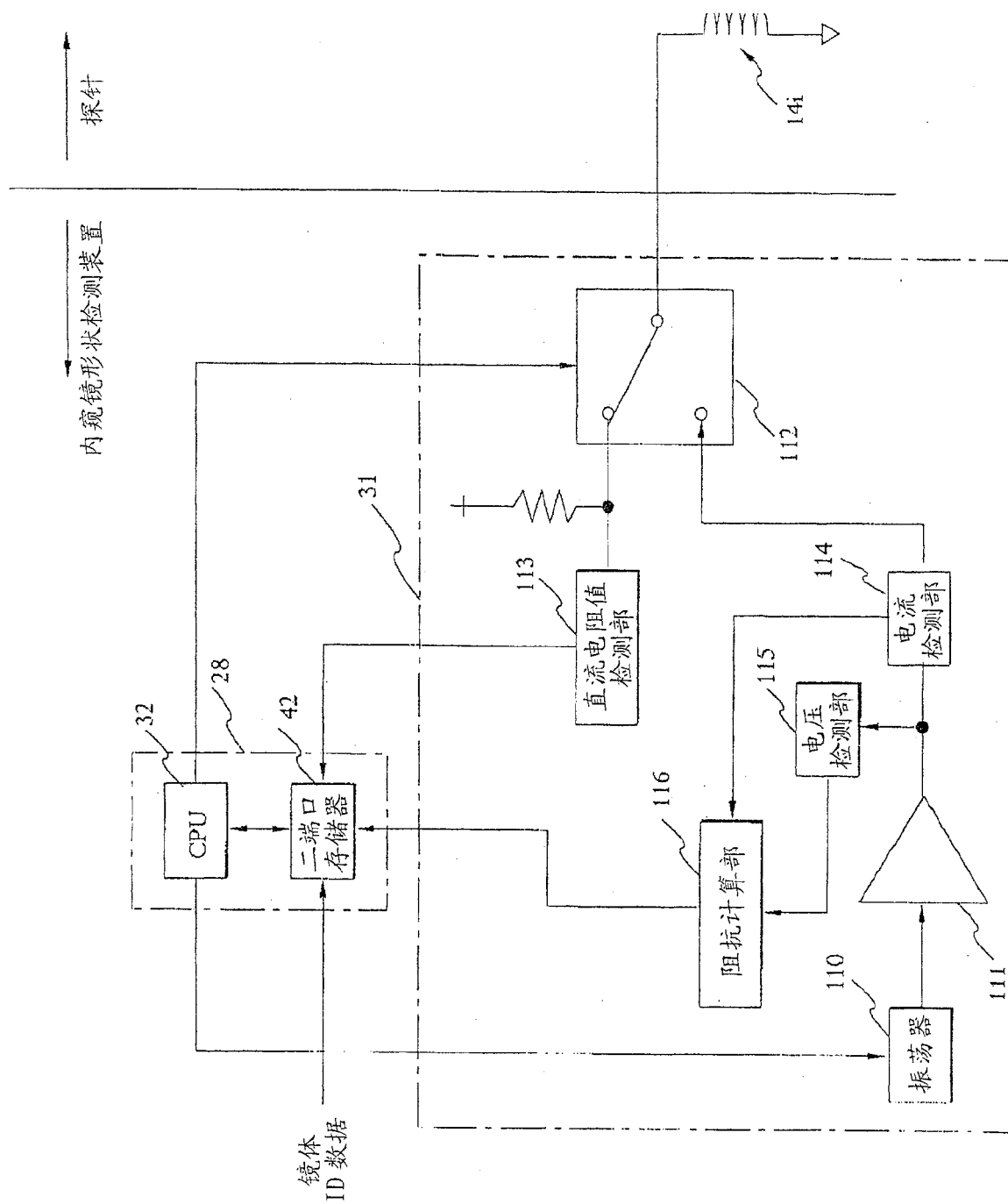


图 24

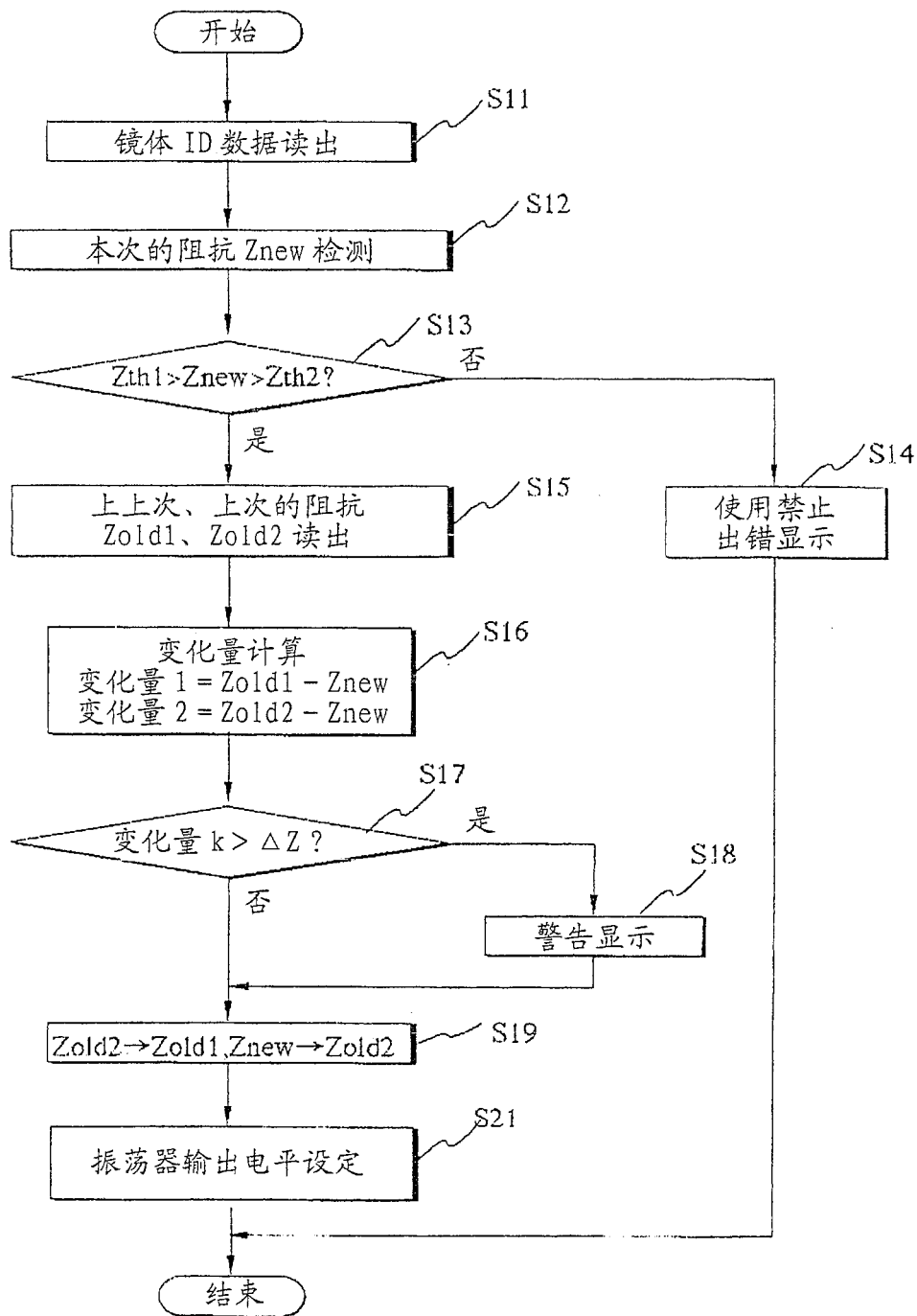


图 25

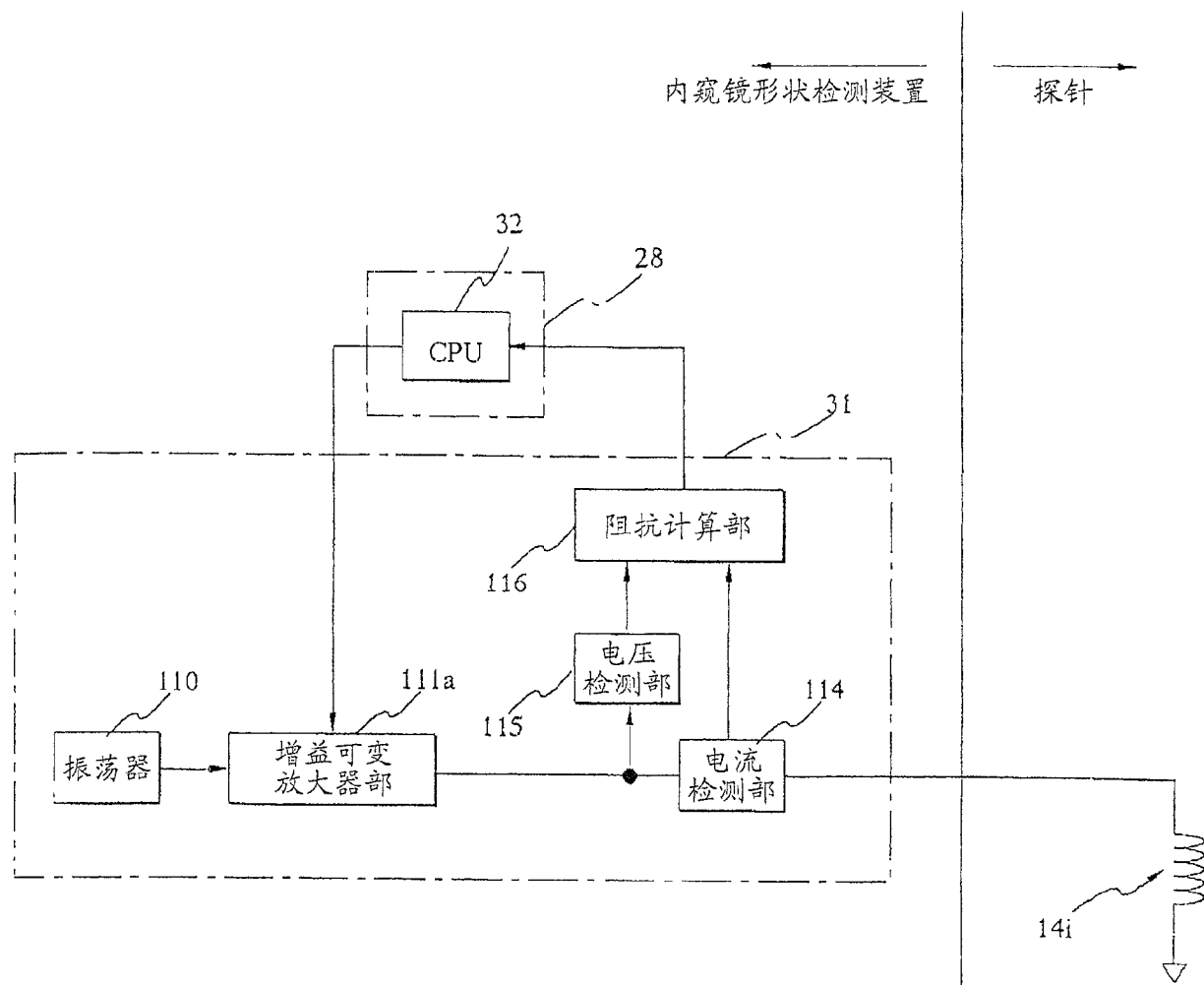


图 26

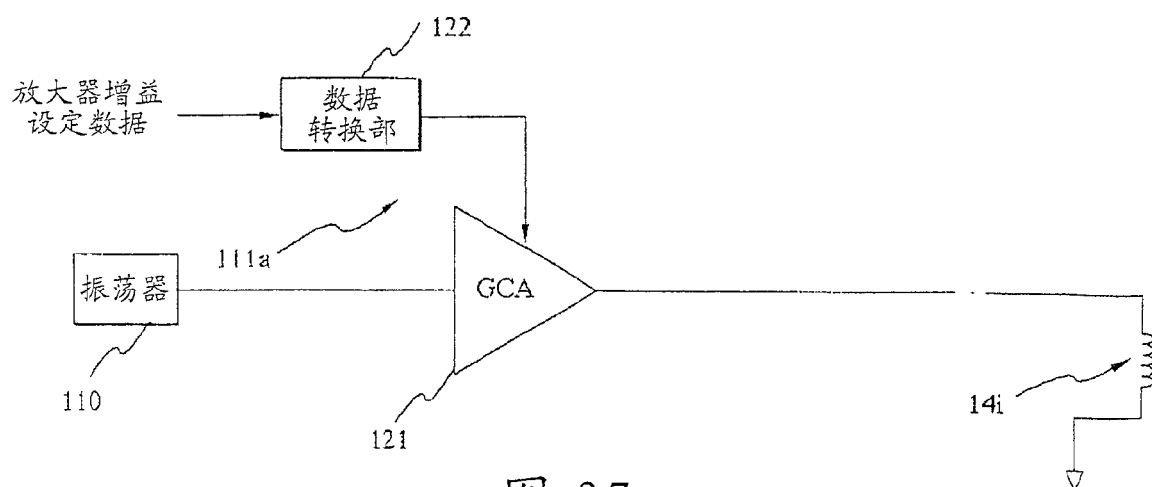


图 27

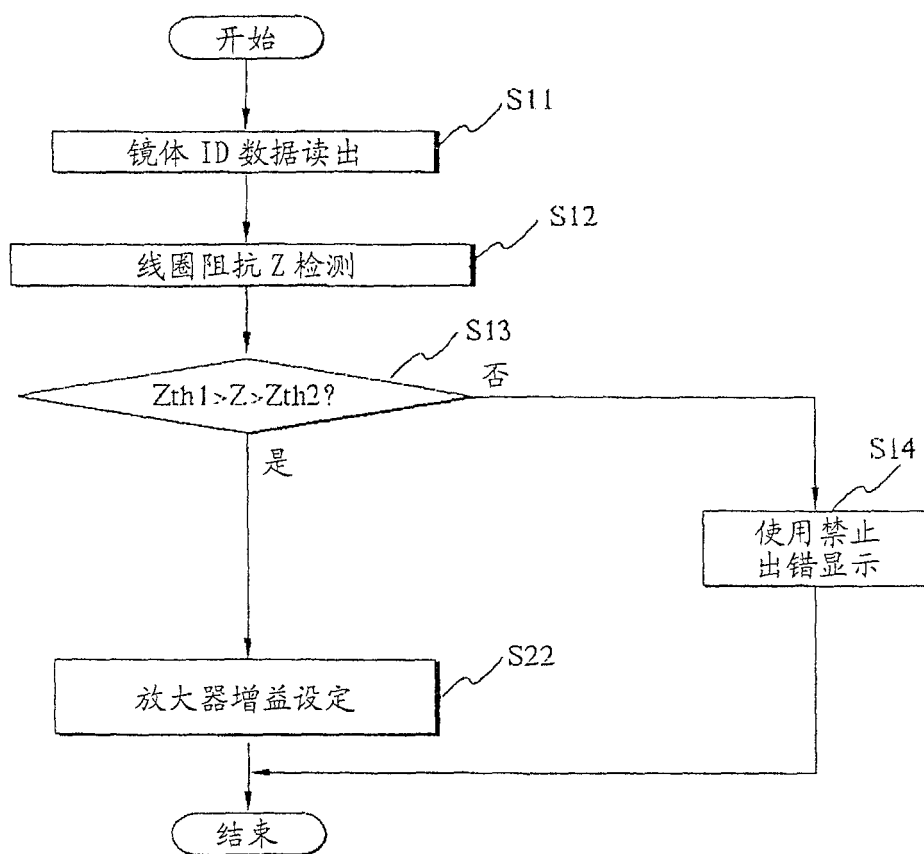


图 28

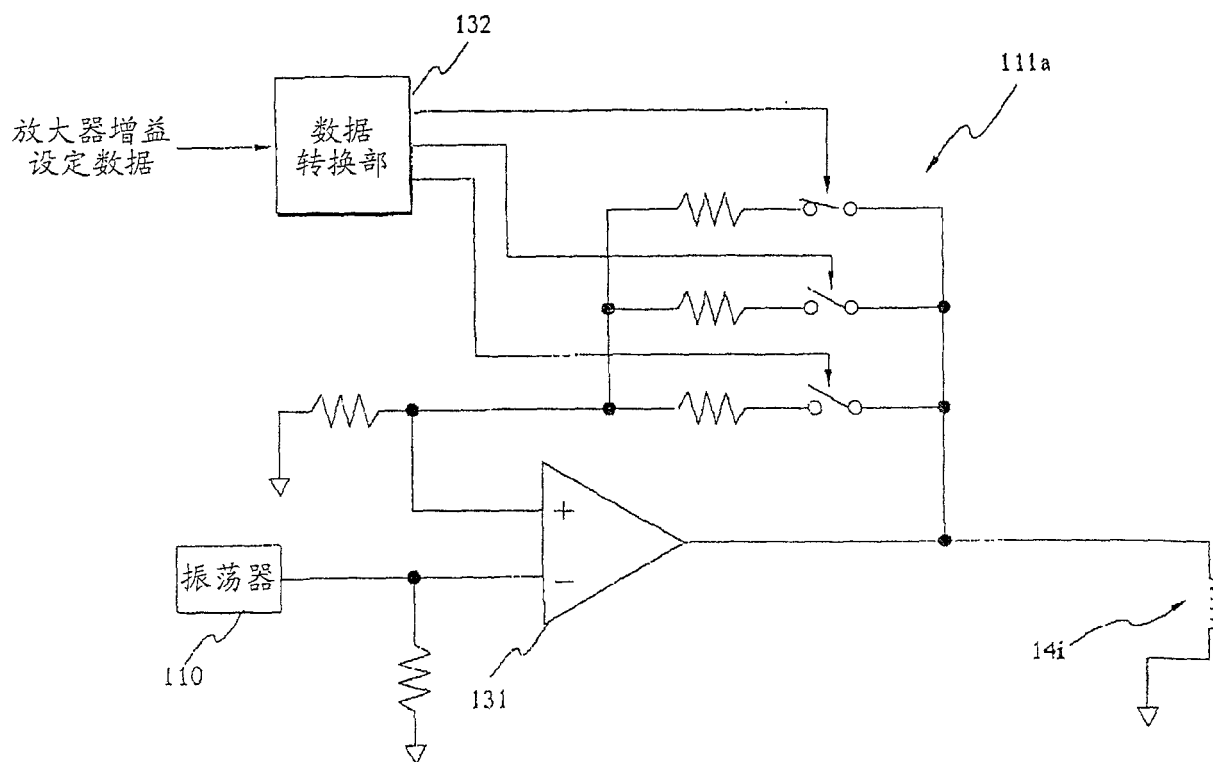


图 29

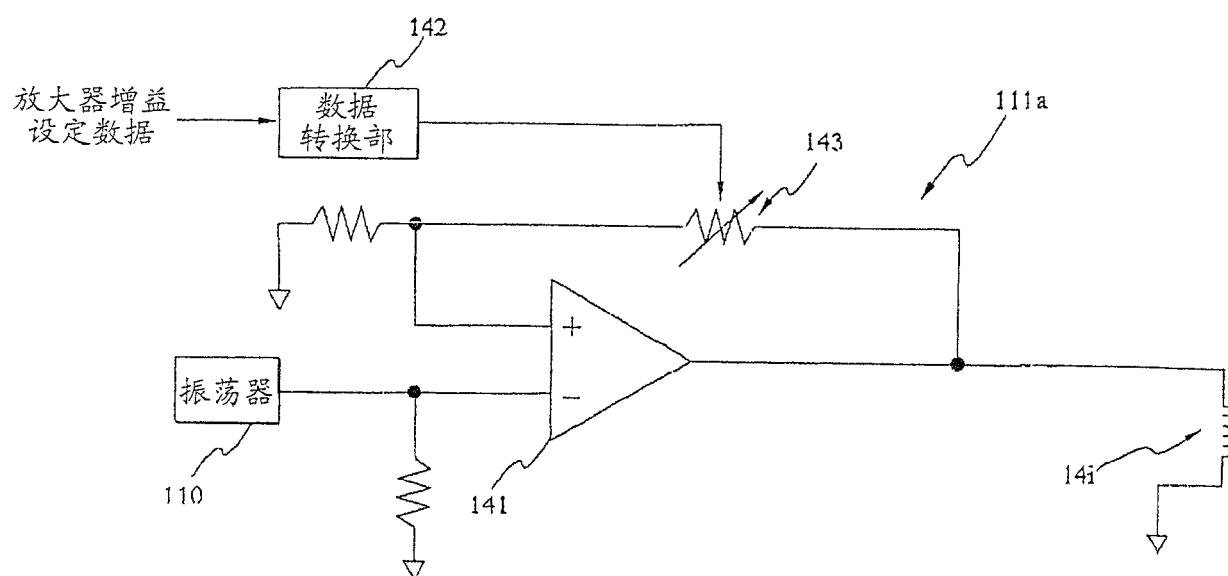


图 30

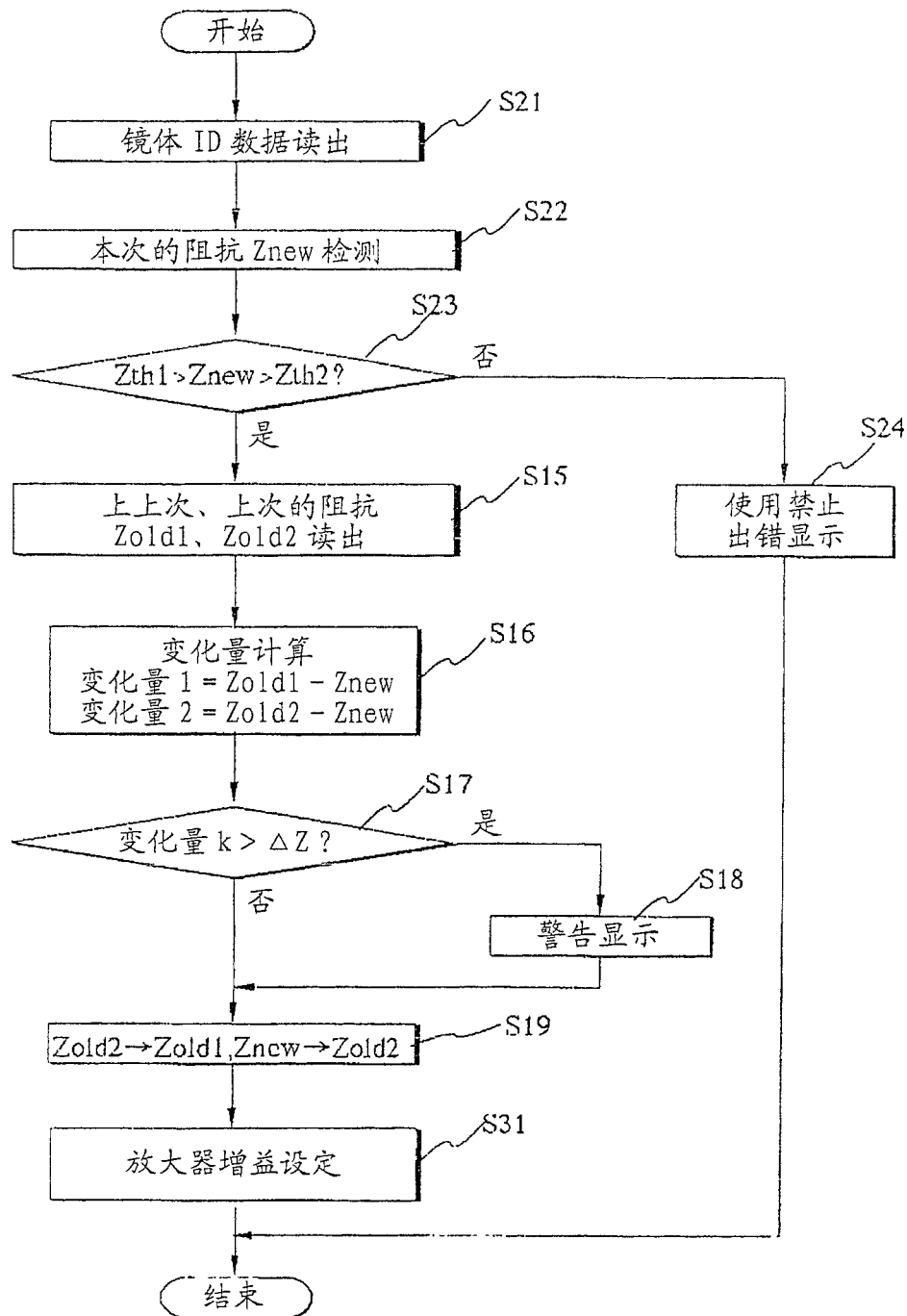


图 31

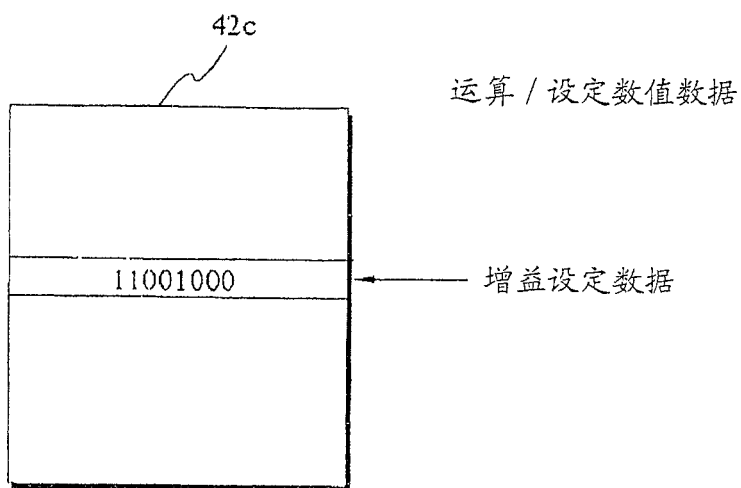


图 32

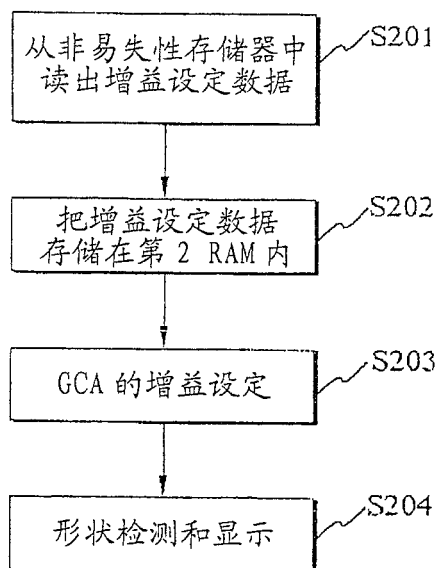


图 33

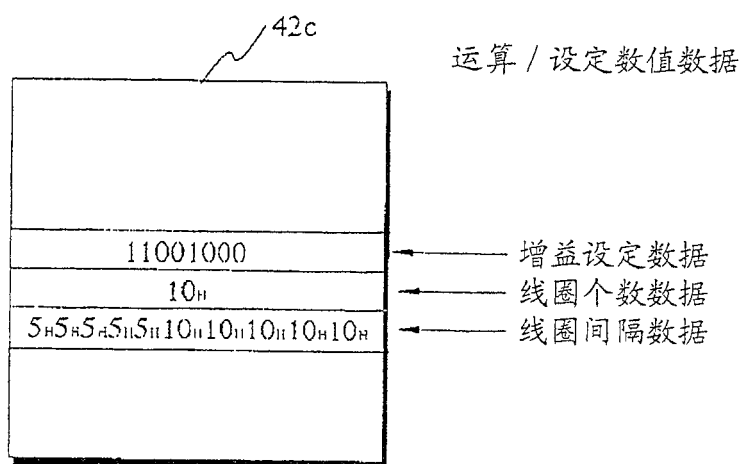


图 34

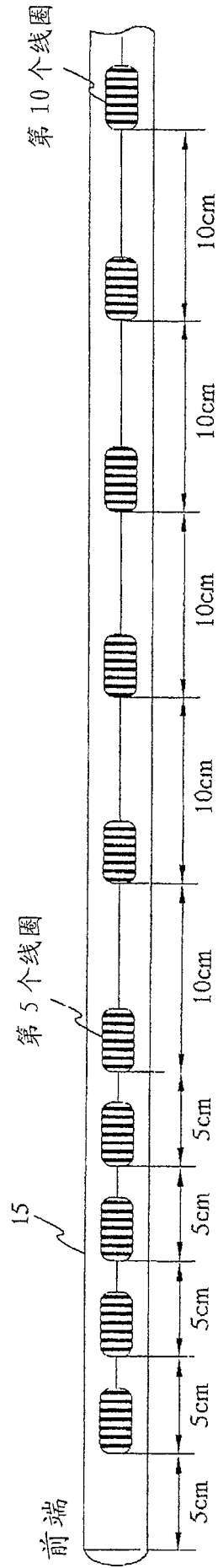


图 35

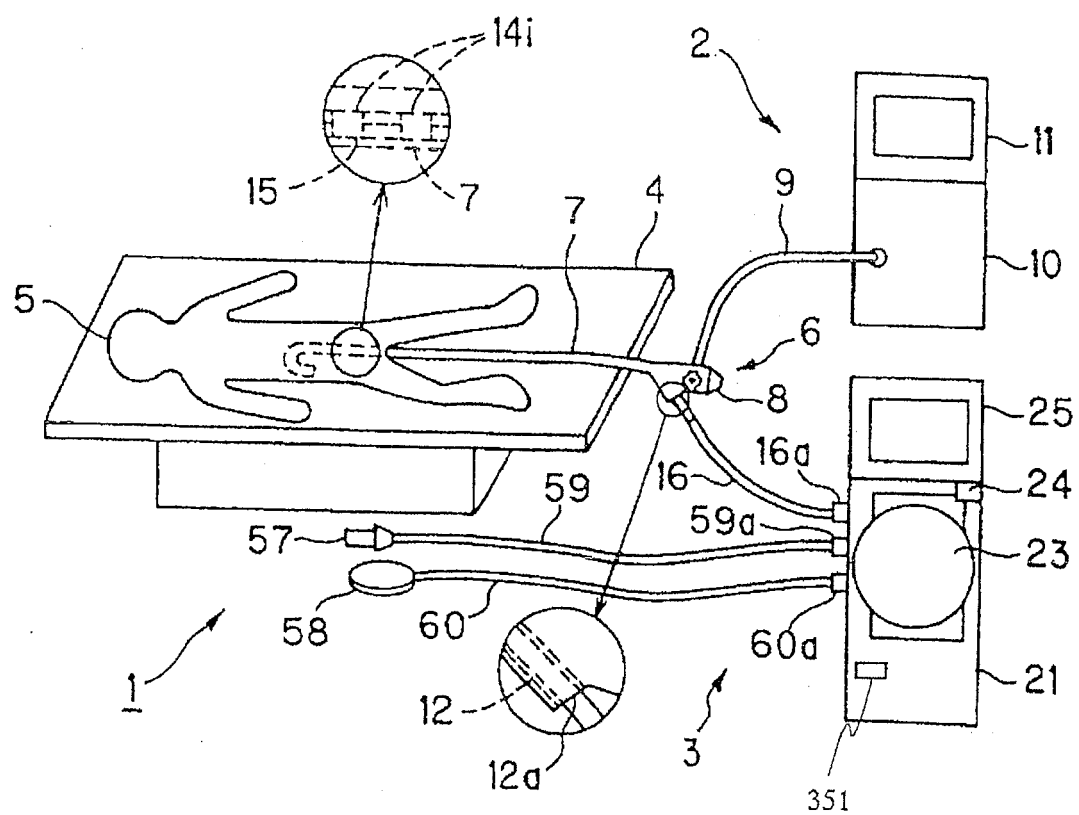


图 36

专利名称(译)	内窥镜形状检测装置		
公开(公告)号	CN100571605C	公开(公告)日	2009-12-23
申请号	CN200580038920.1	申请日	2005-11-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	小野田文幸 丹羽宽 织田朋彦 佐藤稔 三宅宪辅 三好义孝 辻和孝 相沢千惠子		
发明人	小野田文幸 丹羽宽 织田朋彦 佐藤稔 三宅宪辅 三好义孝 辻和孝 相沢千惠子		
IPC分类号	A61B1/00		
审查员(译)	李玉菲		
优先权	2005104130 2005-03-31 JP 2005071716 2005-03-14 JP 2004331069 2004-11-15 JP		
其他公开文献	CN101056575A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜形状检测装置，该内窥镜形状检测装置(3)的源线圈驱动电路部(31)具有：产生正弦波的振荡器(110)，以及将该正弦波放大并经由开关部(112)使源线圈(14i)产生(驱动)交流磁场的放大器(111)。并且，开关部(112)可把直流电流切换到放大器(111)的输出来提供给源线圈(14i)，在源线圈驱动电路部(31)内设置有直流电阻值检测部(113)，该直流电阻值检测部(113)根据在开关部(112)把直流电流提供给源线圈(14i)时的电位降来测定源线圈(14i)的直流电阻值。

