



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102783933 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 18

(21) 申请号 201210298590. 1

(22) 申请日 2004. 02. 04

(30) 优先权数据

2003-027476 2003. 02. 04 JP

2004-017606 2004. 01. 26 JP

(62) 分案原申请数据

200480003501. X 2004. 02. 04

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 内山昭夫 河野宏尚 横井武司

泷泽宽伸 荒井贤一 石山和志

仙道雅彦

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 5/07(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2003/0020810 A1, 2003. 01. 30, 说明书第 [0044]-[0056] 段, 第 [0147]-[0172] 段, 图 1、18 和 19.

US 5681260 A, 1997. 10. 28, 全文.

WO 02/082979 A2, 2002. 10. 24, 说明书第 2 页第 29 行至第 6 页第 20 行, 第 9 页第 7 行至第 16 页第 4 行, 图 1、9 和 10.

审查员 王歆媛

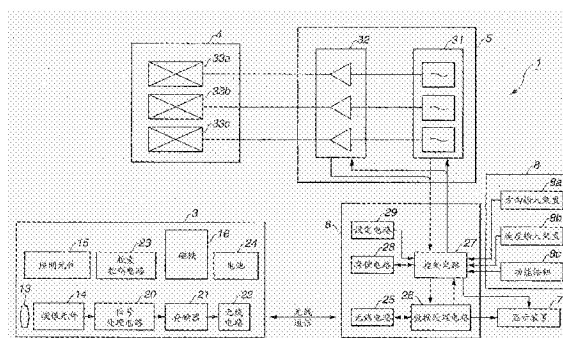
权利要求书1页 说明书15页 附图14页

(54) 发明名称

医疗装置引导系统

(57) 摘要

本发明提供一种医疗装置引导系统,在插入体腔内的胶囊主体等医疗装置主体上设有利用螺旋状突起等的推力产生机构,并由存储该推力产生机构的状态的存储部和检测医疗装置主体的朝向的方向检测部中的至少一方构成信息提供部。通过由输入部指示推力产生机构的推力产生方向,控制部可根据信息提供部的信息,连续改变推力产生机构的推力产生状态。



1. 一种医疗装置引导系统,其特征在于,具有:
医疗装置主体,其具有可插入到体腔内的摄像部和磁铁;
显示部,其显示由所述摄像部拍摄的图像;
磁场产生部,其在任意方向上产生磁场;
输入部,其输入所述医疗装置主体的推进方向;
控制部,其根据向所述输入部的输入,控制由所述磁场产生部产生的磁场;以及
信息提供部,其构成为至少具有磁极检测部,所述磁极检测部检测所述磁铁的磁极朝向,

所述摄像部的上下方向相对于所述磁铁的朝向而设定,

所述显示部根据由所述信息提供部提供的信息或所述磁场产生部产生的磁场的朝向,识别所述摄像部所拍摄的图像的上方向来显示所述图像。

2. 根据权利要求 1 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

所述医疗装置引导系统具有接口,该接口对所述显示部显示的由所述摄像部拍摄的图像的上下左右方向分配所述输入部的操作方向。

3. 根据权利要求 1 所述的医疗装置引导系统,其特征在于,

所述磁场产生部产生用于使所述医疗装置主体与所述磁铁一起旋转的旋转磁场,

所述显示部根据所述旋转磁场的朝向以及形成所述旋转磁场的磁场的朝向,识别所述摄像部所拍摄的图像的上方向来显示所述图像。

医疗装置引导系统

[0001] 本申请是分案申请,原案申请的申请号为 200480003501. X,国际申请号为 PCT/JP2004/001105,申请日为 2004 年 2 月 4 日,发明名称为“医疗装置引导系统”。

技术领域

[0002] 本发明涉及医疗装置引导系统,具体是涉及通过利用磁性等的装置对插入体腔内的医疗装置主体进行引导,使其一边旋转一边推进的医疗装置引导系统。

背景技术

[0003] 作为对被检体内进行磁引导的第 1 现有例,有在日本专利第 3017770 号公报中公开的医疗装置。

[0004] 在该现有例中,在插入被检体内的插入部的至少一部分设有可被磁引导的被引导部,通过设在被检体外的磁力产生装置使上述被引导部在 1 个方向上达到平衡,且设置使上述磁力产生装置向未控制平衡的方向移动的移动单元。

[0005] 其中,公开了对通常型内窥镜插入部和胶囊型内窥镜进行磁引导的方法。并且,公开了利用交流磁场一边使内窥镜插入部振动,或使胶囊型内窥镜旋转一边进行引导的方法。

[0006] 并且,作为第 2 现有例,在日本特开 2001-179700 公报中公开了下述的装置:具有产生旋转磁场的磁场产生部、和受到该旋转磁场的作用而旋转并获得推力的机器人主体,且使旋转磁场面能够在三维空间内向规定方向改变。

[0007] 在该公报中,作为推力产生部公开有:将适于在流体中推进的螺旋、螺杆等机械机构设在机器人主体上的形式;和在机器人主体的前端/后端设有钻头部,以便在行进方向上即使有固体或胶状体也能移动的形式。

[0008] 在上述现有例中,具有下述缺点:当停止了胶囊型内窥镜或插入体腔内的医疗装置主体的磁引导时,之后难以顺利地进行磁引导。

[0009] 并且,未公开如何避免向远远偏离了胶囊型内窥镜或插入体腔内的医疗装置主体的当前朝向的行进方向进行指示,因此有可能无法顺利地进行引导。

发明内容

[0010] 因此,本发明的目的在于提供一种医疗装置引导系统,通过利用磁性等的装置使被插入体腔内的医疗装置主体一边旋转一边推进,顺利地进行引导。

[0011] 本发明具有:医疗装置,具有插入体腔内的医疗装置主体、和设在上述医疗装置主体上的推力产生机构;信息提供部,由存储上述推力产生机构的状态的存储部、和检测上述医疗装置主体的朝向的方向检测部中的至少某一方构成;输入部,指示上述推力产生机构的推力产生方向;和控制部,根据上述信息提供部的信息,改变上述推力产生机构的推力产生状态,由此,可对医疗装置主体进行顺利的引导。

附图说明

[0012] 图 1 至图 13 表示本发明的第 1 实施例,图 1 是表示第 1 实施例的胶囊型医疗装置引导系统的各部的内部结构的方框图。

[0013] 图 2 是胶囊型医疗装置引导系统的整体结构图。

[0014] 图 3A 和图 3B 是胶囊主体的侧视图和主视图。

[0015] 图 4A 是表示操作输入部的结构的立体图。

[0016] 图 4B 是表示变形例的操作输入部的结构的侧视图。

[0017] 图 4C 是表示代替图 4A 中的操作杆的脚踏开关的图。

[0018] 图 5A 表示旋转磁场的旋转面的法线矢量的方向的坐标系。

[0019] 图 5B 是表示在倾斜操作了操作手柄时的胶囊主体的推进方向的图。

[0020] 图 5C 是表示当把操作杆向前侧和后侧倾斜时的胶囊主体的旋转方向的图。

[0021] 图 6A 是表示去除了图 4B 中的功能按钮的变形例的结构的图。

[0022] 图 6B 是表示在倾斜操作了操作手柄时的胶囊主体的推进方向的图。

[0023] 图 6C 是在三维坐标系内表示胶囊主体的推进方向和胶囊主体的说明图。

[0024] 图 7A 和图 7B 是分别表示在施加旋转磁场时和停止旋转磁场时的该磁场成分随时间变化的图。

[0025] 图 8 是在施加旋转磁场时的旋转磁场的变化的状态的说明图。

[0026] 图 9 是表示当胶囊主体旋转时为了将图像显示的上方向设定为特定方向进行显示的处理的一部分的流程图。

[0027] 图 10 是表示图 9 中的其余处理内容的流程图。

[0028] 图 11 是图 9 和图 10 的作用的说明图。

[0029] 图 12 是使用了 GUI 的操作方法的说明图。

[0030] 图 13 是跟随经过的时间来说明控制装置所进行的操作的流程图。

[0031] 图 14 至图 18 表示本发明的第 2 实施例,图 14 是表示第 2 实施例的胶囊型医疗装置引导系统的各部的内部结构的方框图。

[0032] 图 15 是胶囊主体的侧视图。

[0033] 图 16 是表示显示装置的显示例的图。

[0034] 图 17 是作用的说明图。

[0035] 图 18A 和图 18B 是表示变形例的胶囊型医疗装置的结构侧视图和主视图。

具体实施方式

[0036] 下面,参照附图对本发明的实施例进行说明。

[0037] (第 1 实施例)

[0038] 参照图 1 至图 13 对本发明的第 1 实施例进行说明。

[0039] 如图 1 和图 2 所示,本发明的第 1 实施例的胶囊型医疗装置引导系统 1 具有:胶囊型医疗装置主体 3(以下简称为胶囊主体),插入未图示的患者的体腔内,具备对体腔内进行摄像的胶囊型内窥镜的功能;旋转磁场产生装置 4,配置在患者的周围即体外,对胶囊主体施加旋转磁场;磁场控制装置(或电源控制装置)5,控制向该旋转磁场产生装置 4 提供的产生旋转磁场的驱动电流;处理装置 6,被配置在患者的体外,与胶囊主体 3 进行无线通信,并

且对磁场控制装置 5 进行控制,控制施加在胶囊主体 3 的旋转磁场的方向和大小等;显示装置 7,与该处理装置 6 连接,用于显示由胶囊主体 3 所拍摄的图像等;和操作输入部 8,与处理装置 6 连接,通过医生等操作者进行操作,输入对应于操作的指示信号,例如包括:产生磁场方向的指示信号的方向输入装置 8a、产生对应于操作的旋转频率的旋转磁场的指示信号的速度输入装置 8b、对应操作而产生偏芯的旋转磁场等,产生对应所设定的功能的指示信号的功能按钮 8c。

[0040] 如图 3 所示,胶囊主体 3 在胶囊形状的包装容器 11 的外周面上设有成为通过旋转来产生推力的推力产生结构部的螺旋状突起(或螺旋部)12。并且,在被该包装容器 11 封闭的内部除了物镜光学系统 13 和配置在该成像位置的摄像元件 14 和为进行拍摄而进行照明的照明元件 15 (参照图 1) 等以外,还容纳了磁铁 16。

[0041] 如图 3 所示,物镜光学系统 13 被配置在包装容器 11 的半球状透明前罩 11a 的内侧,其光轴与圆筒状的胶囊主体 3 的中心轴 C 一致,且前罩 11a 的中央部分如图 3B 所示地形成了观察窗 17。

[0042] 因此,在这种情况下,物镜光学系统 13 的视野方向为物镜光学系统 13 的光轴方向,即沿着胶囊主体 3 的圆筒状中心轴 C 的方向。

[0043] 并且,配置在胶囊主体 3 内的长度方向的中央附近的磁铁 16,如图 3 所示,其 N 极和 S 极被配置在与中心轴 C 正交的方向上。在这种情况下,磁铁 16 的中心被配置成与该胶囊主体 3 的重心位置一致,当从外部施加磁场时,作用于磁铁 16 的磁力的中心成为胶囊主体 3 的重心位置,从而构成了能够利用磁力容易顺利地推进胶囊主体 3 的结构。

[0044] 另外,如图 3B 所示,被配置成与摄像元件 14 的特定的配置方向一致。

[0045] 即,把显示由摄像元件 14 拍摄的图像时的上方向设定成从磁铁 16 的 S 极指向 N 极的方向。

[0046] 并且,通过由旋转磁场产生装置 4 对胶囊主体 3 施加旋转磁场,使磁铁 16 进行磁旋转,并使将该磁铁 16 固定在内部的胶囊主体 3 与磁铁 16 共同旋转,而此时设在胶囊主体 3 外周面上的螺旋状突起 12 与体腔内壁接触并旋转,从而可以推进胶囊主体 3。

[0047] 另外,在这样地通过外部磁场控制内置了磁铁 16 的胶囊主体 3 的情况下,可根据外部磁场的方向得知由胶囊主体 3 拍摄的图像的上方向是哪一方向。

[0048] 在胶囊主体 3 内,除了容纳了上述的物镜光学系统 13、摄像元件 14、磁铁 16 以外,如图 1 所示,还容纳了对由摄像元件 14 拍摄的信号进行信号处理的信号处理电路 20、对由信号处理电路 20 生成的数字影像信号进行暂时存储的存储器 21、对从存储器 21 读出的影像信号利用高频信号进行调制、转换为无线发送的信号,或对从处理装置 6 发送而来的控制信号进行解调等的无线电路 22、控制信号处理电路 20 等胶囊主体 3 的胶囊控制电路 23、和向信号处理电路 20 等胶囊主体 3 内部的电子系统提供动作电源的电池 24。

[0049] 并且,与该胶囊主体 3 进行无线通信的处理装置 6 具有:与上述无线电路 22 进行无线通信的无线电路 25、与无线电路 25 连接,对从胶囊主体 3 发送来的图像数据进行图像显示等数据处理等的信号处理电路 26、控制信号处理电路 26 和电源控制装置 5 等的控制电路 27、通过上述电源控制装置 5 对由旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场的状态,更具体讲是旋转磁场的法线矢量的方向(略为旋转磁场的方向)和形成该旋转磁场的磁场方向的信息进行存储的存储电路 28、和进行基于功能按钮 8c 等的功能设定等的设定电路 29。数据

处理电路 26 与显示装置 7 连接,显示由摄像元件 14 拍摄且经过无线电路 22、25 后被数据处理电路 26 进行处理的图像等。并且,显示装置 7 还与控制电路 27 连接,因此还可以显示当前的旋转磁场的状态和功能设定的状态。

[0050] 通过构成操作输入装置 8 的方向输入装置 8a、速度输入装置 8b 和功能按钮 8c 对控制电路 27 输入对应于操作的指示信号,从而控制电路 27 进行对应于指示信号的控制动作。

[0051] 并且,控制电路 27 与存储电路 28 连接,通过磁场控制装置 5 将由旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场的方向和磁场方向的信息随时存储于存储电路 28 中。并且,即使过后进行了改变旋转磁场的方向和磁场的方向的操作,也可以连续地改变旋转磁场的方向和磁场方向而圆滑地进行改变。另外,也可以将存储电路 28 设在控制电路 27 内部。

[0052] 并且,与控制电路 27 连接的磁场控制装置 5 具有:由 3 个交流电流产生 & 控制电路构成的交流电流产生 & 控制部 31,用于产生交流电流,并且控制该频率和相位;和由 3 个分别放大各交流电流的驱动器构成的驱动器部 32,并且,3 个驱动器的输出电流分别被提供给构成旋转磁场产生装置 4 的 3 个电磁铁 33a、33b、33c。

[0053] 3 个电磁铁 33a、33b、33c 分别由 1 组对置的空芯线圈构成,且各个电磁铁被配置成大致正交。在对置线圈之间的空间内,因可以产生均衡的磁场,故根据该结构可在任意方向上产生磁场。并且,优选为各对置线圈形成亥姆霍兹(Helmholtz)线圈。

[0054] 在这种情况下,如图 2 所示,电磁铁 33a、33b、33c 被配置成可产生正交的 3 轴方向的磁场。优选为电磁铁 33a、33b、33c 分别由 1 组对置的空芯线圈构成,且各电磁铁配置成大致正交。在对置线圈之间的空间内,因可以产生均衡的磁场,故根据该结构可在任意方向上产生磁场。并且,更好为各对置线圈形成亥姆霍兹(Helmholtz)线圈。

[0055] 并且,可以通过对图 4A 所示的构成操作输入装置 8 的方向输入装置 8a 进行操作,产生磁场方向的指示信号,或通过对速度输入装置 8b 进行操作,产生对应于操作的旋转频率的旋转磁场的指示信号,或通过对功能按钮 8c 进行操作,产生偏离的旋转磁场(参照图 9)。

[0056] 具体讲,操作输入装置 8 由下述部分构成:由从操作箱的上面向上方突出的操作手柄 Sa 构成的方向输入装置 8a、由操作杆 Sb 构成的速度输入装置 8b、和例如由 2 个按钮 Ta、Tb 构成的功能按钮 8c。

[0057] 并且,如图 5A 所示,当设定正交的坐标系,并示出了旋转磁场的旋转面的法线矢量 N 的方向时,该法线矢量 N 的方向成为胶囊主体 3 的推进方向,且可通过操作手柄 Sa 的倾斜操作设定该方向。

[0058] 在这种情况下,如图 5B 所示,通过将操作手柄 Sa 向前侧、后侧、左侧、右侧倾斜,可将推进方向改变为下侧、上侧、左侧、右侧。这种情况下的倾斜的量相当于角度变化的速度。此外,若向中间方向(例如为左下方向和右上方向)倾斜,当然可以将推进方向改变为该方向。

[0059] 并且,如图 5C 所示,通过将操作杆 Sb 向前侧、后侧倾斜,可将旋转方向分别设定为前侧和后方侧,且能够以倾斜的角度改变旋转频率。

[0060] 并且,按钮 Ta 产生旋转磁场开始偏离的指示信号,该指示信号使旋转磁场的方向偏离(即,旋转磁场的方向改变为圆锥状,以使旋转磁场的方向从某一方向仅偏离偏离角

度),因该旋转磁场的偏离,内置于胶囊主体 3 的磁铁 16 (如旋转的陀螺的心棒摇摆那样旋转)开始所谓的摇摆旋转。

[0061] 因此,按钮 Ta 发挥开始摇摆旋转的指示信号的功能,而按钮 Tb 产生停止旋转磁场的偏离的指示信号即使摇摆旋转停止的指示信号。另外,磁场强度和对摇摆旋转进行指示时的摇摆旋转角度(后述的角度 Φ) 的值以及进行该摇摆旋转时的频率的设定可根据设定电路 29 的功能预先设定。并且,该设定也可以操作者对显示装置 7 进行确认而任意变更。

[0062] 并且,作为操作输入装置 8 也可以像图 4A 所示装置的变形例那样,如图 4B 所示,在操作手柄 Sc 的顶部设置:可倾斜移动,且通过根据倾倒量改变旋转磁场的旋转频率来改变胶囊主体 3 的旋转速度的柄 La;以 ON/OFF 方式指示旋转磁场的旋转方向的按钮 Tc;和作为旋转磁场偏芯功能的功能按钮 Td (当为 1 个时,具有由 OFF 转为 ON 的功能和当为 ON 时由 ON 转为 OFF 的功能)。

[0063] 由此,能够用一只手进行操作,从而比图 4A 的必须用双手进行操作的情况更能提高操作性。

[0064] 并且,在图 4A 中,例如也可以采用图 4C 所示的脚踏开关 F 而取代操作杆 Sb,并以踏进量来改变旋转频率。并且,也可以不仅仅由操作手柄和脚踏开关构成操作输入部 8,还可由个人计算机等构成操作输入部 8,从而利用鼠标、键盘、GUI (图形用户接口) 等进行操作。

[0065] 而且,在这种情况下,若在显示装置 7 上还显示 GUI,可提高操作性。例如,也可以把光标移动到由胶囊主体取得的图像上,通过利用该光标指示胶囊主体的朝向的方向,可指示胶囊的行进方向。

[0066] 此时,通过使从图像的中心位置到光标的距离与改变胶囊主体的方向的速度对应,可进一步提高操作性。使用图 12 对此进行说明。图 12 显示出由胶囊主体取得的图像 71,光标 72 被配置在图像 71 的中心。

[0067] 此时,当操作者想要将胶囊主体的朝向改变为未图示的 A 方向时,通过利用未图示的鼠标将光标 72 向 A 方向移动,在个人计算机中生成与对操作手柄 Sc 进行操作时相同的信号,并被传递到控制电路 27。

[0068] 在图 6 中示出了当采用了如图 4B 所示的操作手柄 Sc 时的该操作功能等的说明图。图 6A 表示除去了图 4B 中的功能按钮 Td 的结构例,图 6B 表示根据操作手柄 Sc 的倾斜操作来改变推进方向的功能,图 6C 表示实际改变胶囊主体 3 的推进方向等的动作说明图。

[0069] 在图 6B 中示出了如下功能:在这种情况下,通过图 6A 所示的操作手柄 Sc 的倾斜操作,改变旋转磁场的产生方向,从而改变胶囊主体 3 的推进方向。在本实施例中,控制旋转磁场的产生方向,以便可以如图 6B (或图 5B) 所示,使胶囊主体 3 向操作手柄 Sc 的倾斜操作方向推进。

[0070] 并且,控制成:根据柄 La 的倾倒量来改变旋转频率,在将按钮 Tc 置为 Off 的状态下,产生使其前进的旋转磁场,在 On 的状态下,产生使其后退(与前进时相反的旋转)旋转磁场。

[0071] 为如图 6B 所示那样圆滑地改变推进方向,需要始终掌握胶囊主体 3 的状态或旋转磁场的状态。在本实施例中,将旋转磁场的状态(具体为旋转磁场的方向和磁场的方向)随时存储在存储电路 28 中。

[0072] 具体讲,图 1 中的作为第 1 操作输入单元的操作输入部 8 的操作指示信号被输入到控制电路 27,控制电路 27 使产生对应于指示信号的旋转磁场的控制信号输出到磁场控制装置 5,并且将该旋转磁场的方向和磁场方向的信息存储在存储电路 28 中。

[0073] 使用图 13 的流程图,对更具体的动作进行说明。在图 13 中,纵方向为时间的经过方向。步骤 S21 至 S25 表示控制电路 27 的动作步骤。控制电路 27 首先在步骤 S21 中读取存储电路 28 的状态。接着,控制电路 27 读取操作输入部 8 的状态(S22)。然后,控制电路 27 根据存储电路 28 的状态和操作输入部 8 的状态,计算胶囊主体经过设定的时间后的方向(S23)。完成该计算后,控制电路 27 生成到经过设定的时间后为止的使胶囊主体连续运动的成为控制信号的波形数据(S24)。并且,将经过设定的时间后的胶囊主体的方向记录在存储电路 28 中,并且将所生成的波形数据传递到交流电流产生 & 控制部 31 (S25)。

[0074] 交流电流产生 & 控制部 31 将从步骤 S25 传递而来的(新的)波形数据继续附加在前次传递而来的旧的波形数据的末尾,并把其经过驱动器 32,作为产生磁场的驱动波形数据而输出到旋转磁场产生装置 4 (S26)。另外,该步骤 S26 的处理在初次进行处理时,没有前次传递而来的旧的波形数据,因此其值为 0。并且,若接着将波形数据输入到交流电流产生 & 控制部 31,则在所有所输入的波形数据的末尾继续附加。

[0075] 进行了步骤 S26 的处理之后,控制电路 27 返回到步骤 S21 的处理。就这样,处理步骤 S21 ~ S26 的闭循环的处理以规定的控制周期反复进行。由此,控制电路 27 连续输出(磁引导)控制产生旋转磁场的波形数据,从而可实时地改变胶囊主体的方向。并且,此时的控制周期小于等于 1 秒(更优选小于等于 100ms)的周期,因此可使胶囊主体顺利地进行引导。

[0076] 因此,存储电路 28 对由旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场和形成该旋转磁场的周期性变化的磁场的方向的信息进行随时存储。

[0077] 另外,存储电路 28 不限于对与来自控制电路 27 的旋转磁场的方向和磁场的方向的控制信号对应的信息进行存储的情况,也可以把根据从控制电路 27 输出到磁场控制装置 5 的控制信号,从磁场控制装置 5 侧向控制电路 27,发送经过磁场控制装置 5 中的交流电流产生 & 控制部 31 和驱动器部 32 而实际输出到旋转磁场产生装置 4 的决定旋转磁场的方向和磁场的方向的信息,并存储到存储电路 28 中。

[0078] 并且,在本实施例中,当开始施加旋转磁场时和停止施加旋转磁场时或改变旋转磁场的方向(换言之,胶囊主体的行进方向的方向)等时,控制旋转磁场,使其连续地产生变化,使得力不是急剧地而是圆滑地作用于胶囊主体 3。

[0079] 具体讲,若将旋转磁场的产生方向设为 Z 方向,且将用于产生该旋转磁场的通过旋转磁场产生装置 4 分别沿着与该 Z 方向正交的平面内的 X 方向和 Y 方向产生的磁场成分设为 H_x 、 H_y (在图 7 中为简便,标作 X、Y),则在开始施加旋转磁场时,如图 7A 所示,将旋转磁场的强度控制为连续地增大,而在停止施加旋转磁场时,如图 7B 所示,将旋转磁场的强度控制为连续地减小。

[0080] 图 8 表示例如在施加旋转磁场时的状态,表示当对胶囊主体 3 施加旋转磁场时,使旋转磁场的大小从 0 开始连续地增大。

[0081] 通过这样地进行控制,在开始施加旋转磁场时和停止施加旋转磁场时也能圆滑地维持胶囊主体 3 的动作。

[0082] 并且,在开始附加旋转磁场时,不仅仅使旋转磁场的强度连续地发生变化,而若使旋转磁场的旋转频率也连续地发生变化,则更好。具体讲,在开始附加旋转磁场时,控制为逐渐提高旋转磁场的频率。由此,胶囊主体的旋转速度会逐渐提高,因此可使胶囊主体圆顺地开始旋转。并且,在停止附加旋转磁场时,控制为逐渐降低旋转磁场的频率。由此,胶囊主体的旋转速度会逐渐降低,因此可使胶囊主体顺滑地停止旋转。

[0083] 当然,也可同时使频率和磁场强度连续地变化。

[0084] 在本实施例中,其特征在于,使用旋转磁场对作为医疗装置主体的胶囊主体 3 进行引导时,将决定当前的胶囊主体 3 的行进方向的旋转磁场的状态的信息存储在存储电路 28,当改变该行进方向时,将旋转磁场控制为连续地变化,以使参照存储在存储电路 28 中的信息而向下一个行进方向行进,由此,可使医疗装置主体的引导操作进行自然的操作。

[0085] 对利用这种结构的本实施例的作用进行说明。

[0086] 当通过胶囊主体 3 对体腔内进行检查时,患者吞进该胶囊主体 3。插入体腔内的胶囊主体 3 在通过食道等时,由照明元件 15 进行照明,并使由摄像元件 14 进行拍摄的图像经过无线电路 22 后以无线方式发送到体外的处理装置 6。

[0087] 处理装置 6 通过无线电路 25 接收信号,并将被解调的图像数据存储在设于数据处理电路 26 内部等的(硬盘等)图像存储设备中,并且进行用于显示的处理,输出到显示装置 7 而显示通过胶囊主体 3 依次进行拍摄的图像。

[0088] 医生可根据显示在显示装置 7 的图像,推测胶囊主体 3 当前在体腔内的大致位置。例如在判断为对食道进行拍摄的状态,而成为检查对象的部位例如为小肠等较深部侧的情况下,应在途中的部位更迅速地行进,且在这种情况下进行初始设定,使由旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场的方向(法线方向的方向)为沿着患者的身高的下侧。另外,假设在这种情况下的设于胶囊主体 3 的螺旋状突起 12 以由摄像元件 14 进行拍摄的视野方向为前侧形成了例如右螺旋状。

[0089] 为了产生旋转磁场,例如在最初对方向输入装置 8a 进行操作的情况下,因在存储电路 28 中未存有对应于其之前的旋转磁场的状态的信息,故控制电路 27 通过起动设定电路 29 来将初始设定的设定画面显示在显示装置 7 等,从而可使医生选择并设定根据初始设定产生的旋转磁场的方向。并且,医生通过进行使最初产生旋转磁场的方向为沿着患者的身高的下侧的指示操作,使旋转磁场的初始产生信息存储在存储电路 28 中。

[0090] 并且,医生也可通过设定电路 29,预先设定旋转磁场的大小(图 8 中的磁场旋转平面内的方向旋转的磁场的大小(振幅)),并设定为不会产生大于等于该值的旋转磁场。该设定电路 29 的设定信息被存储到存储电路 28。并且,医生还可以同样地对旋转磁场的最大旋转频率、胶囊主体的方向转换的速度的最大值等进行设定。

[0091] 并且,将操作输入装置 8 的图 4A 的操作杆 Sb 或图 4B 的按钮 Tc 置为 Off,并进行如倾倒柄 La 的操作,由此,控制电路 27 读出存储在存储电路 28 中的信息并进行控制,以产生旋转磁场的方向为沿着患者身高的下侧的旋转磁场。即,根据从存储电路 28 读出的信息,通过磁场控制装置 5,使旋转磁场产生装置 4 产生上述旋转磁场。

[0092] 在这种情况下,例如当把沿着患者身高的下侧设为 Z 方向时,形成由旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场的磁场成分如图 7A 所示的 X,Y 那样,其成分从 0 的状态开始连续地增大,若达到规定的值(在图 7 中为 +Limit 和 -Limit),便维持该振幅。

[0093] 另外,当进行使柄 La 倾斜的操作时,产生对应于该倾斜的操作量的频率的旋转磁场。在图 7 中,为了简单示出了对应于在将柄 La 倾斜到某一角度的情况下的该操作,在产生旋转磁场时(施加时)的该大小(振幅)发生变化而直至达到规定的旋转磁场的状态。而且,当倾斜了柄 La 时,形成周期更短的即旋转磁场的频率较大的旋转磁场。

[0094] 其中,也可以如上所述,在起动时和停止时逐渐改变频率,以使胶囊主体的旋转频率不会急剧变化。或者,还可以逐渐改变振幅和频率双方。

[0095] 由此,通过从体外施加旋转磁场,使磁转矩作用于内置在插入体腔内的胶囊主体 3 的磁铁 16 上,并使胶囊主体 3 旋转,从而可使此时设在胶囊主体 3 的外周面的螺旋状突起 12 以与体腔内的内壁接触的状态旋转螺纹,迅速推进。

[0096] 并且,若松开柄 La 而停止该柄 La 的操作,则柄 La 回到(操作量为 0 的)中立位置,且此时旋转磁场的成分如图 7B 所示那样连续减小,成为 0。即,在停止施加旋转磁场时,旋转磁场也可通过连续地变化,圆滑地或以接近自然的状态控制胶囊主体 3 的动作。

[0097] 并且,在存储电路 28 中随时存储旋转磁场的状态(旋转磁场的方向和磁场的方向)的信息,还存储在松开柄 La 而停止施加旋转磁场的状态下的旋转磁场的状态的信息。

[0098] 然后,当接着再次进行施加旋转磁场的操作时,根据存储在存储电路 28 中的信息,产生与停止了旋转磁场时相同的旋转磁场。当然,在这种情况下也如图 7A 所示,旋转磁场还是被控制为连续地增大。

[0099] 在本实施例中,由于这样地在施加旋转磁场时和停止旋转磁场时,使该旋转磁场的大小连续地发生变化,因此可使在施加旋转磁场时和停止旋转磁场时的作用于胶囊主体 3 的力连续地变化,可通过施加旋转磁场更圆滑地且以更大的速度推进胶囊主体 3,从而能在短时间内引导到目的部位侧。

[0100] 在上述的说明中,对通过在食道部分施加旋转磁场而加快该移动速度的情况进行了说明,但如在胶囊主体 3 从胃行进到十二指肠侧时,也可以施加旋转磁场。

[0101] 在这种情况下,也可根据所拍摄的图像,确认胶囊主体 3 从胃进入到十二指肠的情况,并施加旋转磁场使其向该十二指肠的移动方向行进,由此,可更快地行进。即使在这种情况下,当把十二指肠的移动方向设为 Z 轴方向时,仍如图 7A 所示那样施加旋转磁场。并且,在停止时,如图 7B 所示的那样变化。

[0102] 若以更普通的情况进行说明,则胶囊主体 3 如图 6C 所示那样在 3 维空间内,设胶囊主体 3 的长度方向的前侧(视野方向侧)为 y' 方向(在图 6C 中,设定正交的坐标系(x' 、 y' 、 z')),以使胶囊主体 3 的长度方向的前侧成为 y' 方向),且为了通过旋转磁场来向该 y' 方向推进胶囊主体 3,以将施加的旋转磁场的(发现方向的)方向设定在该 y' 方向的状态施加旋转磁场。

[0103] 如图 7A 所示,当施加了旋转磁场时,构成旋转磁场的磁场成分以连续地增大的方式发生变化。即,在图 8 的上侧以较粗的螺旋形表示的那样,旋转磁场依次增大。

[0104] 并且,如图 6C 所示,当要将胶囊主体 3 的行进方向的方向由 y' 方向改变为成为该方向的上侧的 y'' 时(在图 6C 中,设定了以胶囊主体 3 的长度方向的前侧为 y'' 方向的正交的坐标系(x'' 、 y'' 、 z'')),操作方向输入装置 8a。例如,通过进行使操作手柄 Sa 或操作杆 Sc 向手内侧倾斜的操作,可将旋转磁场的方向改变为成为 y' 方向的上侧的 y'' 方向。

[0105] 在这种情况下,通过进行使操作杆 Sc 向手内侧倾斜且使柄 La 倾斜的操作,可使旋

转磁场连续地发生变化,从而可通过施加旋转磁场来圆滑地且自然地改变胶囊主体 3 的行进方向。

[0106] 在这种情况下下的旋转磁场通过控制电路 27 的控制而产生,具体讲,以存储在存储电路 28 中的 y' 方向的旋转磁场的信息为基础,参照操作杆 Sc 等方向输入装置 8a 的输入信息,基本上如 7A 所示的那样产生旋转磁场,使 y'' 方向成为旋转磁场的方向(另外,图 7A 为将行进方向设为 Z 方向的情况,因此,磁场成分与该图 7A 不同)。

[0107] 另外,在以倾斜了杆 La 的状态直接使操作杆 Sc 向手内侧倾斜的情况下,控制电路 27 将控制为使旋转磁场的方向从 y' 方向连续地向 y'' 方向改变。

[0108] 具体讲,控制电路 27 根据存储在存储电路 28 中的旋转磁场的信息和方向输入装置 8a 的操作信息,计算一定时间后(其中的一定时间相当于上述的控制周期)的胶囊主体的方向(y'' 方向)。接着计算使胶囊主体的运动顺利的胶囊的方向从 y' 方向变化为 y'' 方向的连续地发生变化的旋转磁场波形。控制电路 27 将通过计算求出的波形数据传递到交流电流产生 & 控制部 31。由此,通过连续变化的波形,电磁铁 33a、33b、33c 得到了控制,旋转磁场圆滑地或自然地将方向改变为 y'' 方向。从而,胶囊主体也可以圆滑地或自然地将方向改变为 y'' 方向。

[0109] 这样,在本实施例中,当改变胶囊主体 3 的行进方向时,参照存储在存储电路 28 中的旋转磁场的信息,使旋转磁场连续地发生变化,因此可圆滑地进行胶囊主体 3 的行进方向的改变等。

[0110] 并且,在本实施方式例中,医生也可通过操作功能按钮 8c,产生所谓的摇摆旋转的旋转磁场,使旋转磁场的方向周期性地偏离。若操作功能按钮 8c,则通过设定电路 29 预先设定的偏离角度的信息被存储到存储电路 28,控制电路 27 读出该偏离角度,并以使旋转磁场的方向偏离仅为该偏离角度的形式产生旋转磁场。

[0111] 例如,当胶囊主体 3 在大于包括该螺旋状突起 12 的最大外径的管腔部分内时,仅有螺旋状突起 12 的一部分与官腔内壁接触,因此使用通常的旋转磁场会出现难以圆滑地行进的情况。

[0112] 在这种情况下,医生通过产生使旋转磁场的方向偏离的磁场(下面为摇摆旋转磁场),可根据该摇摆旋转磁场使胶囊主体 3 进行摇摆旋转。由此,可实质上(假设的)增大胶囊主体 3 进行摇摆旋转动作时的外径,可使螺旋状突起 12 还可接触到更宽的官腔内壁,从而比通常的旋转磁场时更圆滑地且稳定地有效推进胶囊主体 3。

[0113] 例如若利用图 8 进行说明,则在图 8 中,当把 y' 方向设为推进的方向时,若操作功能按钮 8c 的按钮 Ta (或 Td),则控制电路 27 对以方向为磁场的方向的旋转磁场进行控制,以使产生与该方向偏离例如角度 Φ 的摇摆旋转磁场。另外,在图 8 中,与 y' 方向形成角度 Φ 的方向 yz' 和时间同步变化,且此时的该方向 yz' 与 y' 方向所成角度为 Φ (但是,如下所述,在成为角度 Φ 之前,从很小的角度逐渐增大)。

[0114] 即使在这种情况下,当产生摇摆旋转磁场时,使角度从方向为 y' 方向且该方向为 0 的旋转磁场开始依次增大,即产生角度从较小的角度的摇摆旋转磁场开始依次增大的摇摆旋转磁场,若达到角度 Φ ,则维持该摇摆旋转磁场。

[0115] 胶囊主体 3 如旋转的陀螺停止之前的动作那样从较小的旋转摇摆的状态依次使该心棒大幅摇摆,胶囊主体 3 从较小的角度的摇摆旋转动作连续变化为较大的角度的摇摆

旋转动作,若达到规定的角度 Φ 的摇摆旋转动作状态,便维持该状态。

[0116] 当由 PC 等构成方向输入装置时,也可任意设定摇摆旋转的各参数。

[0117] 如上所述,通过进行摇摆旋转动作,例如可以在内径大于胶囊主体 3 的外径的管腔部分稳定地推进胶囊主体 3。并且,就这样通过进行摇摆旋转,可实质上扩大拍摄范围并以更宽的范围拍摄管腔内壁。

[0118] 并且,若对该功能按钮 8c 的用于停止摇摆旋转动作的按钮 Tb 等进行操作,则与上述相反,从角度 Φ 的摇摆旋转磁场成为角度依次减小的摇摆旋转磁场,且该磁场的大小也依次减小。

[0119] 这样,在本实施例中,还可产生摇摆旋转磁场,因此即使不进行以往进行的为了产生这种摇摆旋转磁场而以手动方式对相当于方向输入操作装置 8a 的操作单元进行的“摇摆旋转”或“撬开”操作,也可稳定地产生,从而可大幅提高操作性。

[0120] 另外,在上述的说明中,对于在使旋转磁场停止后操作功能按钮 8c 并产生摇摆旋转磁场的情况进行了说明,但当在施加旋转磁场的过程中操作功能按钮 8c 时,产生角度从该旋转磁场的状态开始依次增大且以角度 Φ 维持该状态的摇摆旋转磁场。并且,若在该状态下操作摇摆旋转停止的按钮,则进行相反的动作。

[0121] 在本实施例中,通过胶囊主体 3 的旋转,由摄像元件 14 进行拍摄的图像也进行旋转,因此若将这些直接显示在显示装置 7 上,所显示的图像也变成旋转的图像,方向输入装置 8b 进行的指示为所期望的方向的操作的操作性降低,所以希望能使显示图像的旋转静止。

[0122] 因此,在本实施例中,如下所述,要进行将旋转图像修正为旋转静止的图像的如图 9 和图 10 所示的处理(另外,在特开 2002-105493 中,更详细地进行说明)。

[0123] 首先,胶囊主体 3 时序性地依次进行拍摄,将数字影像信号存储到存储器 21。根据处理装置 6 的控制电路 27 的控制,数据影像信号作为图像数据通过无线电路 22、25 被存储到数据处理电路 26 的例如内部存储器中。此时,处理装置 6 的控制电路 27,还与存储在内部存储器中的图像数据相关地存储磁场数据,该磁场数据由在拍摄该图像数据时的旋转磁场的方向和磁场的方向构成。

[0124] 由此,在内部存储器中依次存储多个图像数据、第 1 图像数据、第 2 图像数据、…、第 n 图像数据,并且还依次存储与这些图像数据相关的多个磁场数据、第 1 磁场数据、第 2 磁场数据、…、第 n 磁场数据。

[0125] 然后,如图 9 所示,处理装置 6 的控制电路 27 在步骤 S1 中对作为参数的 θ (图像的总共的旋转角度)和 n (图像编号)进行初始化,使 $\theta = 0$ 、 $n = 1$ 。然后在步骤 S2 中,控制电路 27 读取存储在存储器中的第 n 图像数据(在这种情况下为第 1 图像数据),在步骤 S3 中从内部存储器中读取由此时的旋转磁场的方向和该磁场的方向构成的第 n 磁场数据(在这种情况下为第 1 磁场数据)。

[0126] 接着,在步骤 S4 中,控制电路 27 使作为第 1 修正图像数据的第 n 图像数据'和作为第 2 修正图像数据的第 n 图像数据"成为与第 n 图像数据相等的图像数据。然后,在步骤 S5 中,控制电路 27 对数据处理电路 26 进行控制,并将基于第 n 图像数据"的显示图像显示在显示装置 7 上。

[0127] 继而,在步骤 S6 中,控制电路 27 对 n 加 1,在步骤 S7 中,读取存储在内部存储器中

的第 n 图像数据(在这种情况下为第 2 图像数据),在步骤 S8 中从内部存储器中读取由此时的旋转磁场的方向和该磁场的方向构成的第 n 磁场数据(在这种情况下为第 2 磁场数据)。接着,在步骤 S9 中,控制电路 27 算出第 n 图像和第 $n-1$ 图像的旋转角度 $\Delta \theta$ 。详细讲,如图 11 所示,例如将作为第 1 图像的磁场数据的第 1 磁场数据的旋转磁场的磁场的方向设为 $B^1(x^1, y^1, z^1)$,将旋转磁场的法线方向设为 $R^1(X^1, Y^1, Z^1)$,将作为第 2 图像的磁场数据的第 2 磁场数据的旋转磁场的磁场的方向设为 $B^2(x^2, y^2, z^2)$,将旋转磁场的法线方向设为 $R^2(X^2, Y^2, Z^2)$ 。

[0128] 由于胶囊主体 3 的行进方向时刻都在变化,因此若只是简单地将 B^1 和 B^2 的角度设为旋转角,则会有实际的旋转角度不符的可能性。因此,如图 11 所示,将 R^1 与 B^1 的法线矢量 N^1 和 R^2 与 B^2 的法线矢量 N^2 所成角设为旋转角度 $\Delta \theta$,以使对于旋转角度还要考虑胶囊主体 3 的行进方向。

[0129] 旋转角度 $\Delta \theta$ 以如下方式求出。

[0130] $N^1 = (y^1 Z^1 - Y^1 z^1, z^1 X^1 - Z^1 x^1, x^1 Y^1 - X^1 y^1)$

[0131] $N^2 = (y^2 Z^2 - Y^2 z^2, z^2 X^2 - Z^2 x^2, x^2 Y^2 - X^2 y^2)$

[0132] 由于 N^1 、 N^2 为单位矢量,故成为

[0133] $\Delta \theta^{1 \cdot 2} = \cos^{-1} \{ (y^1 Z^1 - Y^1 z^1) (y^2 Z^2 - Y^2 z^2) \}$, 可算出其值。

[0134] 通过随着时间的经过依次求出

[0135] $\Delta \theta^{1 \cdot 2}, \Delta \theta^{2 \cdot 3}, \dots, \Delta \theta^{(n-2) \cdot (n-1)}, \Delta \theta^{(n-1) \cdot n}$, 可以算出旋转角。

[0136] 然后,由于总共的旋转角度 θ 只要对上式求和即可,可表示为 $\theta = \sum \Delta \theta^{(k-1) \cdot k}$, 故在步骤 S10 中,控制电路 27 将 $\theta = \theta + \Delta \theta$ 设为总共的旋转角度。因此,例如第 2 图像就成为使第 1 图像向图面的方向旋转 $\theta +$ 误差的量的图像。其中,上述误差为胶囊主体 3 的螺旋状突起 12 和体壁之间的旋转负荷的胶囊主体 3 的旋转角与形成旋转磁场的磁场的旋转角之间的旋转误差。

[0137] 因此,首先,在步骤 S11 中,控制电路 27 将作为第 1 修正图像数据的第 n 图像数据'设为使第 n 图像数据旋转了角度 $(-\theta)$ 的图像数据。由此,可获得不考虑误差部分的作为第 1 修正图像的例如第 2 图像'。

[0138] 接着,转入图 10 中的步骤 S12,并在步骤 S12 中,控制电路 27 进行第 n 图像数据和第 $n-1$ 图像数据的公知的相关计算,求出旋转角修正量 (ϕ_n) 和相关系数,在步骤 S13 中,判断相关系数是否大于规定的阈值。通过该判断,判断出是否可以忽视上述旋转角误差。

[0139] 当相关系数不大于规定的阈值时,在步骤 S14 中,控制电路 27 将作为第 2 修正图像数据的第 n 图像数据"设为作为第 1 修正图像数据的第 n 图像数据'后,进入步骤 S17。当相关系数不大于规定的阈值时,即,当图像发生较大的变化时,相关处理结果不被采用,而在进行了步骤 S11 的处理的(作为第 1 修正图像数据的第 n 图像数据'设为使第 n 图像数据旋转了角度 $(-\theta)$ 的图像数据)时刻,图像的旋转修正结束。

[0140] 当相关系数大于规定的阈值时,在步骤 S15 中,控制电路 27 把作为第 2 修正图像数据的第 n 图像数据"=作为第 1 修正图像数据的第 n 图像数据'作为旋转了角度 $(-\phi_n)$ 的图像数据。由此,可获得作为第 2 修正图像的例如第 2 图像"。然后,在步骤 S16 中将总共的旋转角度 θ 设为 $\theta + \phi_n$ 后,进入步骤 S17。

[0141] 在步骤 S17 中,控制电路 27 控制图像处理电路 32 将完成了基于第 n 图像数据"的

旋转修正的显示图像显示在显示装置 5 上。然后,返回图 9 的步骤 S6。

[0142] 通过使显示在显示装置 7 的图像具有圆形轮廓,在进行图像显示时用户不会察觉到所进行的图像旋转处理。

[0143] 并且,由于在胶囊的驱动频率和胶囊的图像取得及显示频率大致相同时,在理论上图像的旋转几乎消失,因此当然也可以省略上述说明过的图像的旋转修正工序。

[0144] 而且,在这种情况下,显示在显示装置 7 上的图像可以不是圆形。若为矩形、正方形、八角形等,则可有效利用摄像元件的像素而进行显示。

[0145] 根据本实施例,在施加旋转磁场和停止施加时、改变旋转磁场的方向时,使旋转磁场连续地变化,因此可使移动胶囊主体 3 等动作圆滑地进行。

[0146] 并且,也可以取代吞进胶囊主体 3,而如栓剂那样从患者的肛门插入直肠内之后,使其进行磁引导,检查大肠和小肠的回肠侧至空肠。

[0147] (第 2 实施例)

[0148] 下面,参照图 14 至图 17 对本发明的第 2 实施例进行说明。

[0149] 如图 14 所示,本实施例的胶囊型医疗装置引导系统 1B 是在图 1 的胶囊型医疗装置引导系统 1 中,通过在胶囊主体 3 内进一步设置振荡器 41 和利用该振荡器 41 的输出信号在周围产生交流磁场的线圈 42 而构成胶囊主体 3B。

[0150] 并且,在胶囊主体 3B 的外部具有:方向/位置检测装置 43,根据上述线圈 42 的交流磁场,检测胶囊主体 3B 的长度方向的朝向(方向),并且也检测位置;磁极传感器 44,检测内置于胶囊主体 3B 的磁铁 16 的朝向(方向);和(磁铁)方向检测装置 45,根据磁极传感器 44 的输出检测磁铁的朝向。

[0151] 图 15 表示本实施例中的胶囊主体 3B。如该图 15 所示,该胶囊主体 3B,在图 3A 所示的胶囊主体 3 中,例如在包装容器 11 的后端附近的内部以规定的方向收纳有线圈 42,具体讲,所收纳的线圈 42 被卷绕成螺线管状,其朝向被设定为朝向胶囊主体 3B 的长度方向的方向。上述方向/位置检测装置 43 具有例如检测交流磁场的多个感应线圈,从而根据由各感应线圈检测的信号来检测线圈 42 的方向和位置。并且,磁极传感器 44 由多个磁极传感器 44 构成,并根据多个磁极传感器的输出信号检测磁铁 16 的磁极的方向。并且,根据配置于胶囊主体 3 内的线圈 42 和磁铁 16 的配置状态,可检测胶囊主体 3 的长度方向的前侧等方向。

[0152] 另外,也可以采用天线来代替线圈 42,通过方向/位置检测装置 43 接收从天线发射的电波,检测胶囊主体 3B 的长度方向的方向和位置。

[0153] 通过这些方向/位置检测装置 43 和方向检测装置 45 检测的信息输入到处理装置 6 的控制电路 27。

[0154] 然后,当对操作输入装置 8 进行了操作时,控制电路 27 根据存储在存储电路 28 中的信息和通过方向/位置检测装置 43 及方向检测装置 45 检测的信息,产生旋转磁场,或进行控制所产生的旋转磁场的方向等动作。

[0155] 并且,在本实施例中,当在显示装置 7 中显示由胶囊主体 3B 拍摄的图像时,显示为图 16 所示的状态。

[0156] 即,在显示画面的例如右侧的图像显示区域 a 显示由胶囊主体 3B 拍摄的图像,在左侧显示患者的大致的体形 2,并使表示该外形的图像 3c 与表示该胶囊主体 3B 的长度方向

的前侧的方向的方向光标 k 一起显示在体形 2 内的检测了胶囊主体 3B 的大致位置上。

[0157] 另外,可在图像显示区域 a 与第 1 实施例相同地以摄像元件 14 的上侧为上方向显示由摄像元件 14 拍摄的图像。在这种情况下,也可以通过第 1 实施例中说明的方法对胶囊主体 3B 的旋转进行修正后进行显示,但在本实施例中,由于可通过方向检测装置 45 检测磁铁 16 的方向,因而利用该检测输出值决定图像显示时的方向,对图像进行旋转处理,显示为如图 16 所示的状态。

[0158] 在这种结构的本实施例中,由于可检测胶囊主体 3B 的方向(与长度方向的方向一起以该前罩 11a 为前侧的矢量的方向)和磁铁 16 的磁极的方向,因而即使基本上不利用存储电路 28 的旋转磁场的信息,在进行了改变胶囊主体 3B 的方向等操作输入时,仍能将胶囊主体 3B 圆滑地改变为被指示的方向。

[0159] 因此,在本实施例中,对这些进行组合等,根据由设定电路 29 预先设定的多个模式,选择动作模式并进行动作。

[0160] 下面,对具有代表性的动作模式进行说明。

[0161] 在第 1 模式中,具有通过未图示的计时器测出时间的单元,例如以通过设定电路 29 设定的较短时间间隔的基准时间为基准,并以短于该基准的时间间隔改变旋转磁场的方向,或当在停止施加旋转磁场之后再次指示为施加旋转磁场时,控制电路 27 根据存储在存储电路 28 中的信息进行对应于指示输入的控制动作。

[0162] 即,当在较短的时间间隔以内进行了改变旋转磁场的方向的指示等时,因之前存储在存储电路 28 中的信息几乎不发生变化,故即使不利用方向/位置检测装置 43 的胶囊主体 3B 的检测信息,也因该误差很小而得到与第 1 实施例相同的作用效果。

[0163] 另一方面,当经过大于上述基准时间的较长时间间隔之后进行了改变旋转磁场的方向的指示等时,因胶囊主体 3B 的方向等可能会发生较大的变化,故控制电路 27 利用方向/位置检测装置 43 的胶囊主体 3B 的方向和位置的信息以及方向检测装置 45 的磁铁 16 的方向的检测信息,将胶囊主体 3B 的行进方向的改变等控制为圆滑地改变。

[0164] 当进行胶囊主体 3B 的行进方向(推力产生方向)的改变等时,如第 1 实施例中说明的那样,通过使施加和改变的旋转时间连续地变化,可圆滑地改变胶囊主体 3B 的行进方向。

[0165] 这样,根据第 1 模式,因具有检测胶囊主体 3B 的方向等的单元,故例如在停止向胶囊主体 3B 的旋转磁场后,即使在如假设经过了很长的时间后再次施加旋转磁场的情况下,在如从旋转磁场停止时起经过了很长的时间之后的胶囊主体 3B 的方向发生改变的情况下,仍可通过胶囊主体 3B 的方向等的检测单元的检测信息,施加适当的旋转磁场,从而可圆滑地推进和改变方向。

[0166] 参照图 17 对这种情况的作用进行简单说明。在图 17 中,在停止向胶囊主体 3B 施加旋转磁场的时刻 t_1 的胶囊主体 3B 的位置表示为包括该方向的矢量 $51(t_1)$,在从该时刻 t_1 起经过某一时间后的时刻 t_2 ,胶囊主体 3B 移向矢量 $52(t_2)$ 。

[0167] 在该时刻 t_2 ,在通过对方向输入装置 8a 进行操作来进行了向推进方向 s 推进胶囊主体 3B 的旋转磁场的指示输入的情况下,控制电路 27 根据在该时刻 t_2 (或与其相近的之前的时刻)检测的信息,使从(不是方向对应于在时刻 t_1 的胶囊主体 3B 的方向的旋转磁场)方向对应于在时刻 t_2 的胶囊主体 3B 的方向的旋转磁场连续地变化为向推进方向 s 推

进的方向的旋转磁场,由此可圆滑地引导胶囊主体 3B。

[0168] 在第 2 模式中,在存储电路 28 中依次存储了由方向 / 位置检测装置 43 和方向检测装置 45 检测的信息,并在此前存储的信息。然后,当由操作输入装置 8 进行了操作输入时,控制电路 27 根据存储在存储电路 28 中的信息,进行对应于操作输入的动作。

[0169] 在这种情况下,存储在存储电路 28 中的信息成为几乎实时地反映胶囊主体 3B 的状态的信息。并且,若对应于胶囊主体的状态而预先存储在存储电路 28 中,以便还可修正方向输入装置 8a 的中立状态中的方向,则可提高操作性。

[0170] 该模式中的动作结果几乎与第 1 模式中说明的动作结果相同,但因进行了从相当于胶囊主体 3B 的当前的状态的状态控制为对应于操作输入的状态的动作,(不必考虑未进行磁引导的时间中的胶囊主体 3B 的状态变化等情况)可提高操作性。

[0171] 这样,在本实施例中,即使在未进行磁引导的时间中发生了胶囊主体 3B 的状态变化等,仍能圆滑地且稳定地进行磁引导。

[0172] 另外,在上述第 2 实施例中,作为检测胶囊主体 3B 的方向的单元不限于采用线圈 42 的交流磁场等的单元,而例如也可以通过 X 线透视装置检测胶囊主体 3B 的方向,也可以通过超声波诊断装置等并利用超声波来检测胶囊主体 3B 的方向。

[0173] 另外,在上述说明中,对磁铁 16 的磁极的方向与胶囊主体 3B 的方向一起进行了检测,但当连续地改变旋转磁场时,并非一定需要磁铁 16 的磁极的方向的信息(例如,如图 7A 所示,当以从 0 起连续地增大的方式改变旋转磁场(的成分磁场)时,不管磁场的方向朝着哪一方向,在施加旋转磁场的时序时,因作用力仍以从 0 起依次增大的方式发生变化,故均不需要磁铁 16 的磁极的方向的信息)。

[0174] 并且,即使在改变了胶囊主体 3B 的方向的情况下,因在旋转磁场附加过程中可根据磁场的方向确认设在胶囊主体 3B 的磁铁 16 的方向,故并非一定需要磁极传感器 44 的信息。并且,即使在从静止状态开始边改变胶囊主体 3B 的方向而移动的情况下,通过如图 7A 所示那样起动,仍不需要磁极传感器 44 的信息。

[0175] 而且,在旋转磁场附加过程中,还可根据旋转磁场的方向获知来自方向 / 位置检测装置 43 的胶囊主体 3B 的方向的信息。因此,方向 / 位置检测装置 43 的动作也可以为例如在旋转磁场附加过程中为 OFF 且除此之外为 ON 等间断动作。并且,对于磁极传感器,也可以仅在必要时使其动作。

[0176] 另外,在上述的说明中,对于作为医疗装置主体的胶囊主体 3 或 3B 是内置了摄像元件 14 的胶囊型内窥镜的情况进行了说明,但作为胶囊主体医疗装置也可以如图 18 所示,用于散布药剂,以便可进行治疗或处置。即,该胶囊型医疗装置 60 在外周面设有螺旋状突起 12 的胶囊主体 63 上设置药剂容纳部 61,并设有设在前端侧的药剂散布用开口部 61a,以便可以散布容纳于该药剂容纳部 61 中的药剂。另外,在图 18 中,例如表示了在小肠 55 内的胶囊型医疗装置 60。

[0177] 而且,上述胶囊型医疗装置 60 可采集体液。

[0178] 即,在上述胶囊型医疗装置 60 的后端侧设有体液注入用开口部 62a,以便将体液采集到胶囊主体 63 内的体液容纳部 62。并且,这些开口部 61a、62a 的开关操作通过来自处理装置 6 的通信控制进行。因此,在处理装置 6 的控制电路 27 上连接了用于指示操作的键盘等未图示的输入装置,通过对输入装置进行操作,向胶囊型医疗装置 60 发送控制信号,

从而可控制为开关开口部 61a、62a。

[0179] 由此,上述胶囊型医疗装置 60,可从药剂散布用开口部 61a 对目的部位放出并散布药剂容纳部 61 的药剂,并且可从体液注入用开口部 62a 将体液采集到体液容纳部 62。

[0180] 并且,药剂容纳部 61 当然也可以除了容纳药剂以外容纳止住出血的止血剂、用于可从外部判断出血部位的对生体安全的磁性流体和荧光剂等,散布在目的部位。

[0181] 并且,上述胶囊型医疗装置 60 也可以将药剂容纳部 61 的药剂混合在从上述体液注入用开口部 62a 取入的体液中,从药剂散布用开口部 61a 放出并散布。并且,使胶囊型医疗装置 60 的重心大致与胶囊主体 63 的长度中心轴一致。

[0182] 另外,在上述的说明中,使胶囊型医疗装置(下面,简称胶囊)旋转的旋转驱动方法为利用外部的磁场产生单元的磁场,但本发明不限于此,还可采用其他旋转驱动方法。

[0183] 例如,作为使胶囊旋转的方法,也可在胶囊上设置电介质(如电容那样极化的介质),通过从外部以旋转的方式施加电场,使胶囊旋转。

[0184] 并且,在不是胶囊型而是带有轴的医疗装置的情况下,也可以旋转自如地将用作超声波探针等的密卷的柔性轴插入轴内部,并通过使手内侧的电动机旋转,使胶囊旋转并推进。

[0185] 此时,也可以根据磁的相互作用来改变医疗装置的行进方向。并且,也可以在轴部设置弯曲机构,并由此改变医疗装置的方向。对于摇摆旋转,则设置操作弯曲机构的传动器,并由此反复操作弯曲机构,从而进行摇摆旋转动作。

[0186] 另外,本发明中的医疗装置不限于上述的胶囊型装置,可广泛应用在具有插入体腔内的插入部的医疗装置中。

[0187] 并且,即使没有内置电池,也可以通过微波或磁力从体外提供能量,从而驱动胶囊内的电路,或通过电线从体外提供功率。

[0188] 另外,将上述的各实施方式等部分地进行组合等的实施方式等也属于本发明。

[0189] 患者吞进外形大致为圆筒形状且在该外周面设有螺旋状突起的胶囊主体。然后,通过从外部施加旋转磁场等,可使体腔内的胶囊主体旋转并顺利地推进,从而可顺利地获得生物体信息或进行医治。

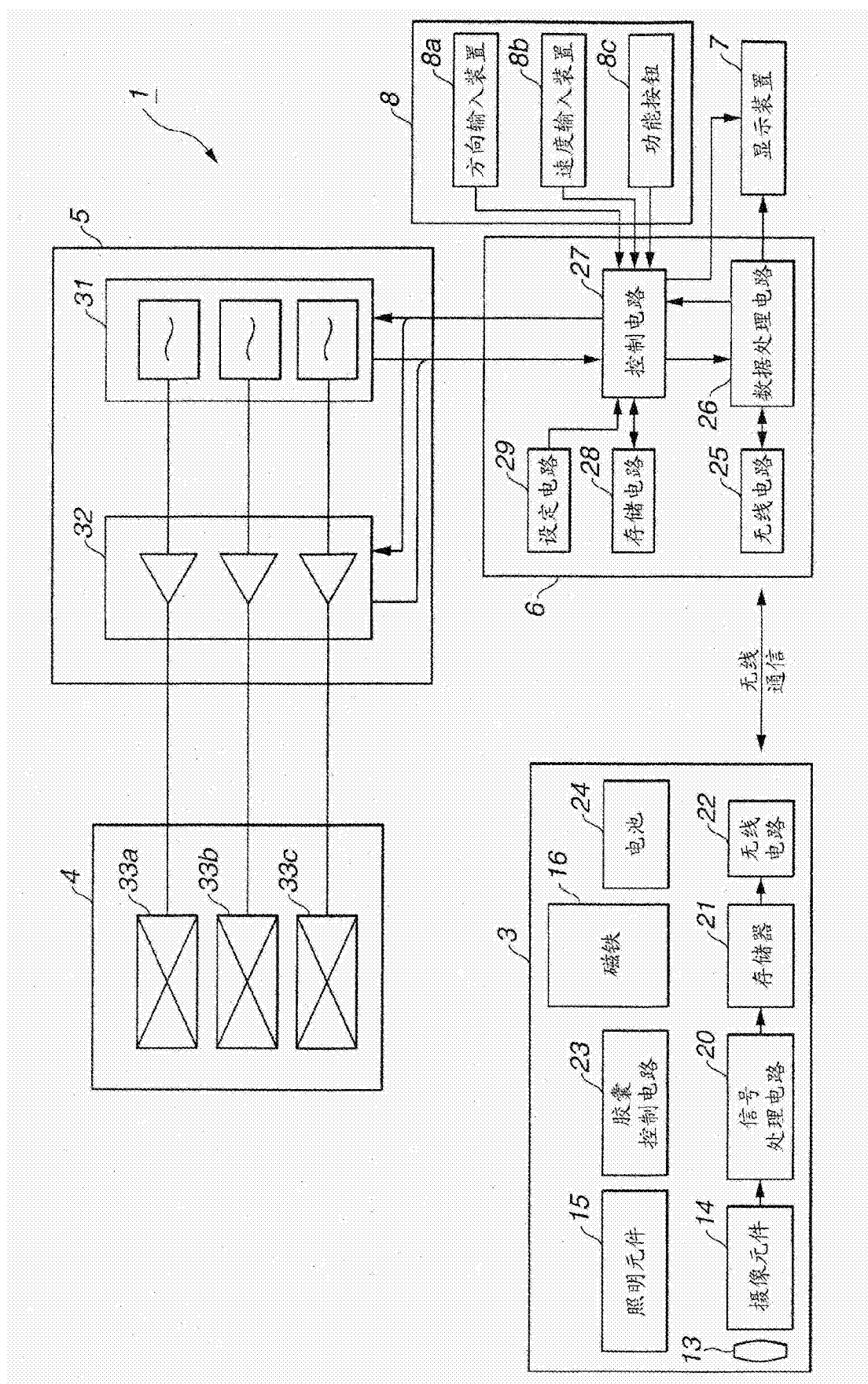


图 1

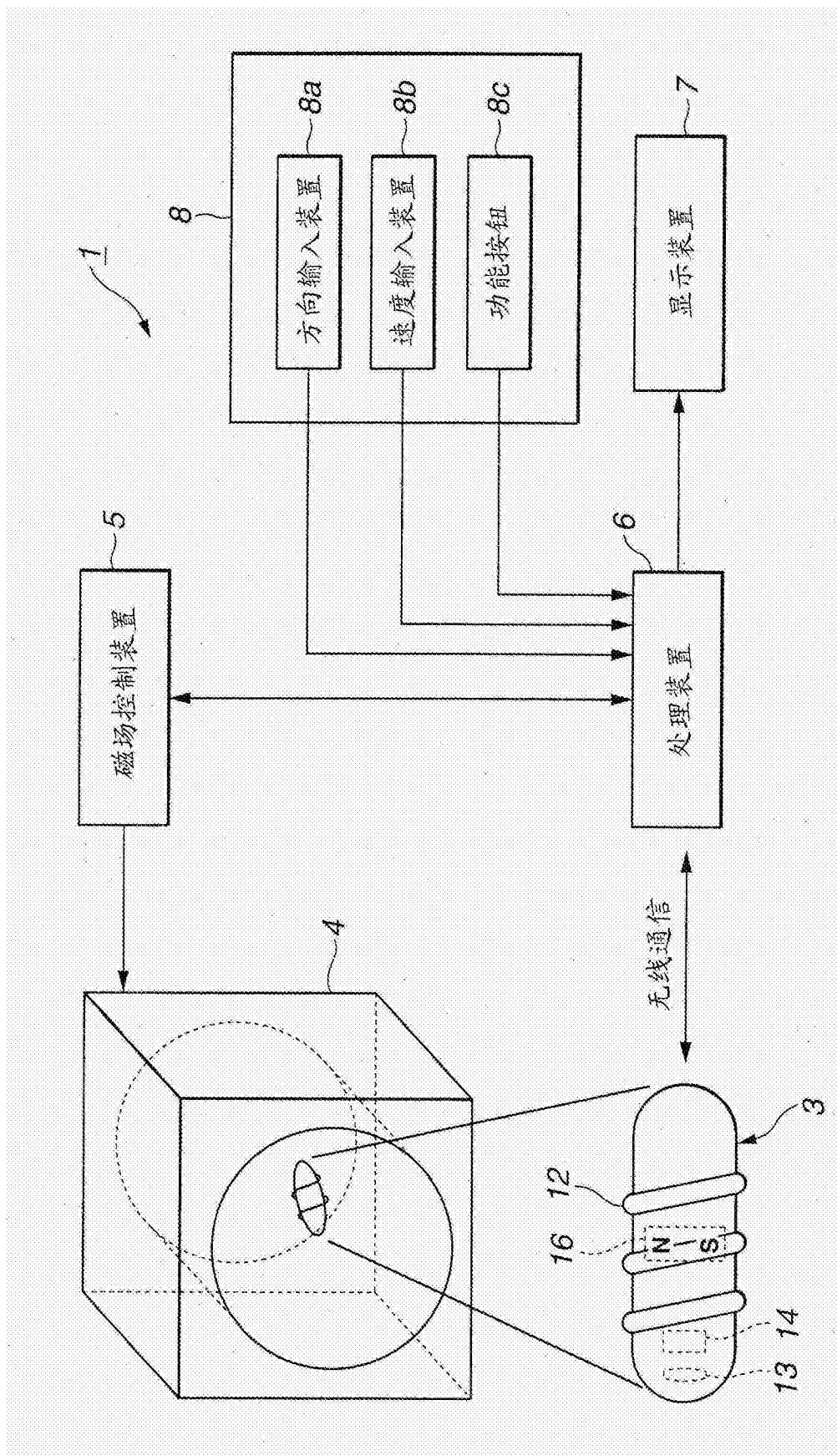
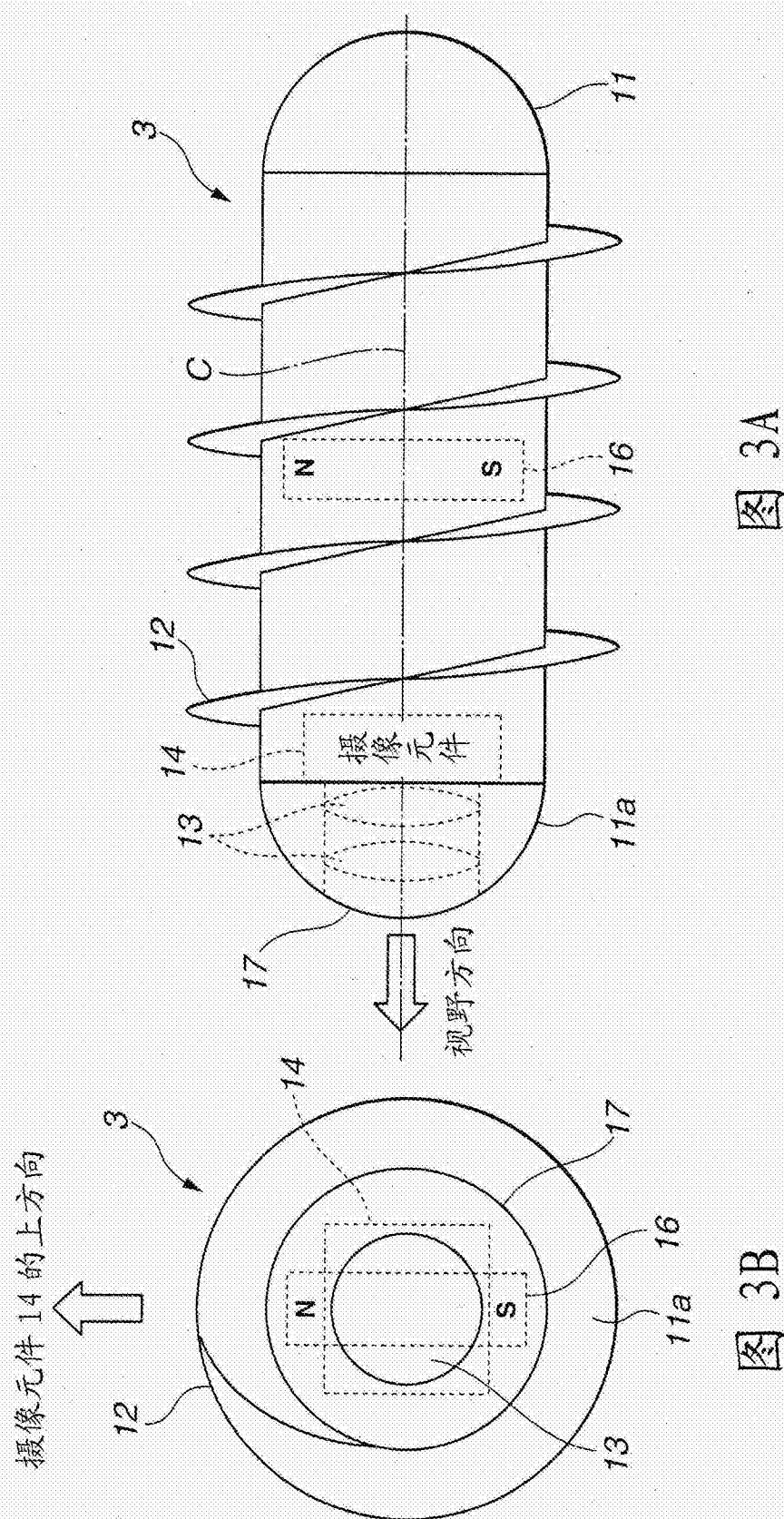


图 2



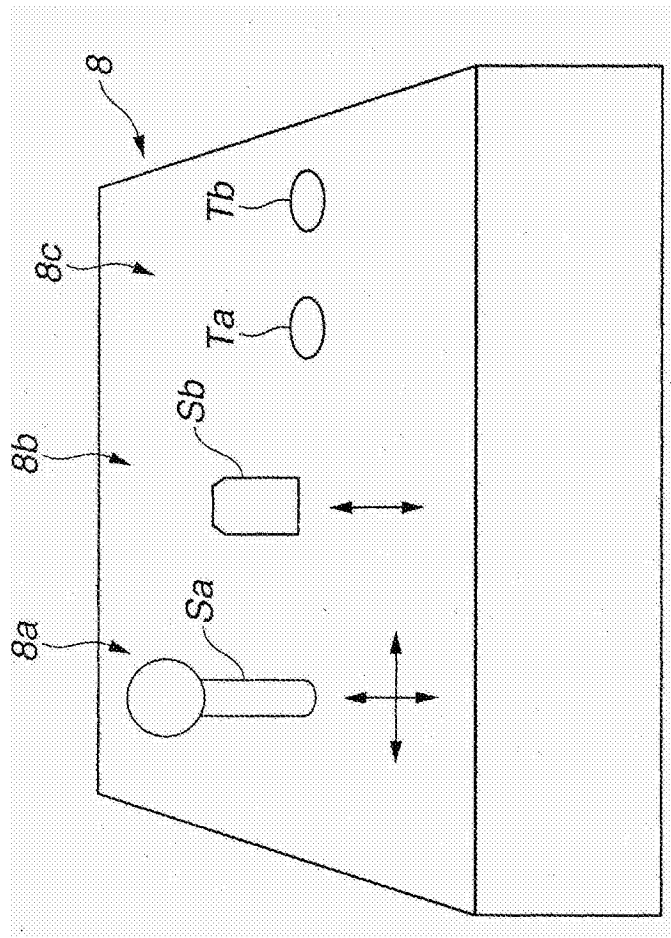


图 4A

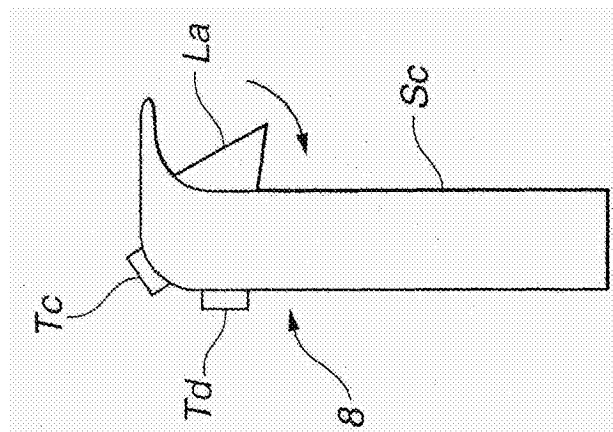


图 4B

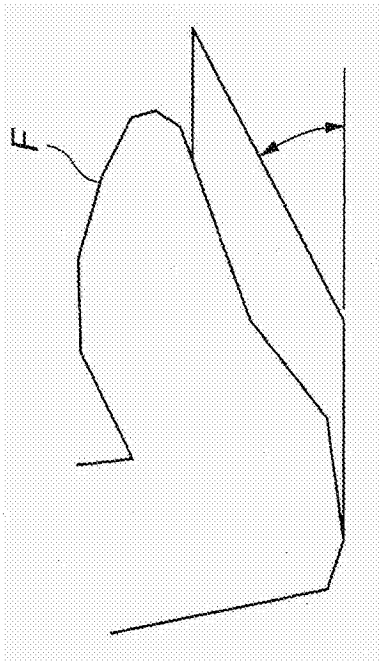


图 4C

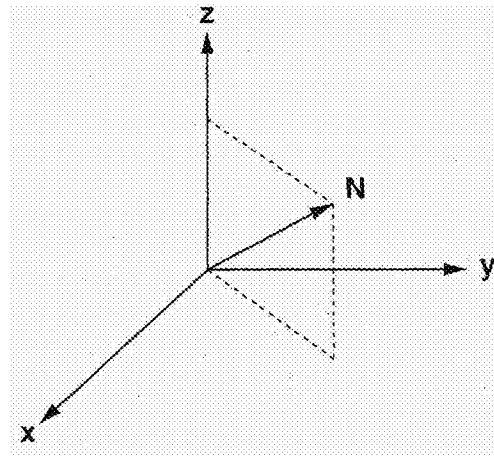


图 5A

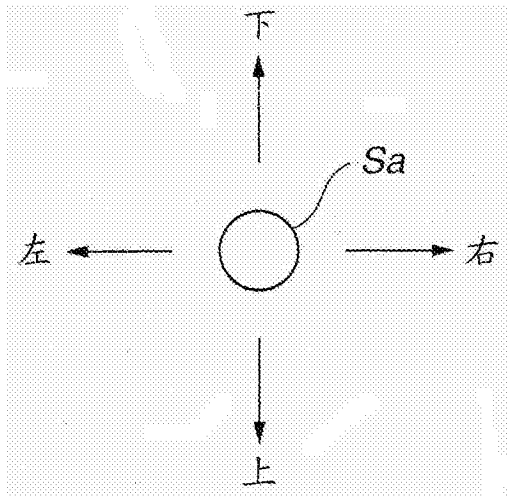


图 5B

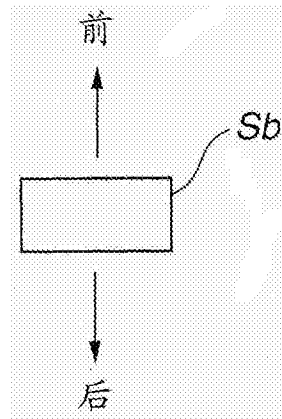


图 5C

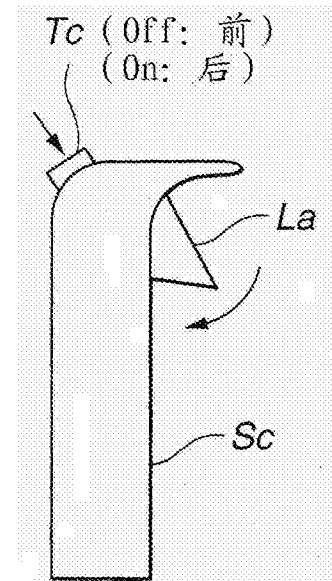


图 6A

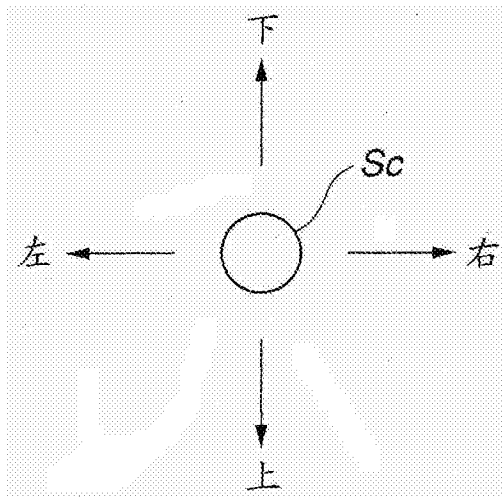


图 6B

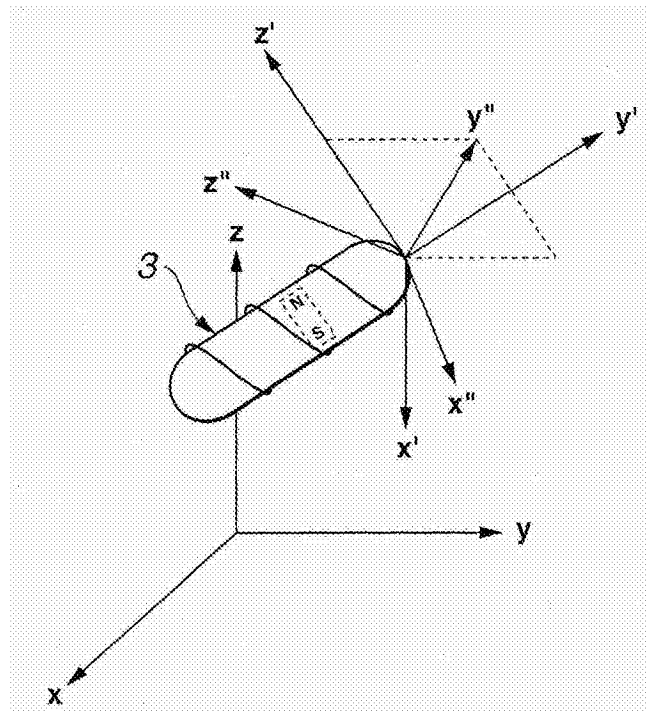


图 6C

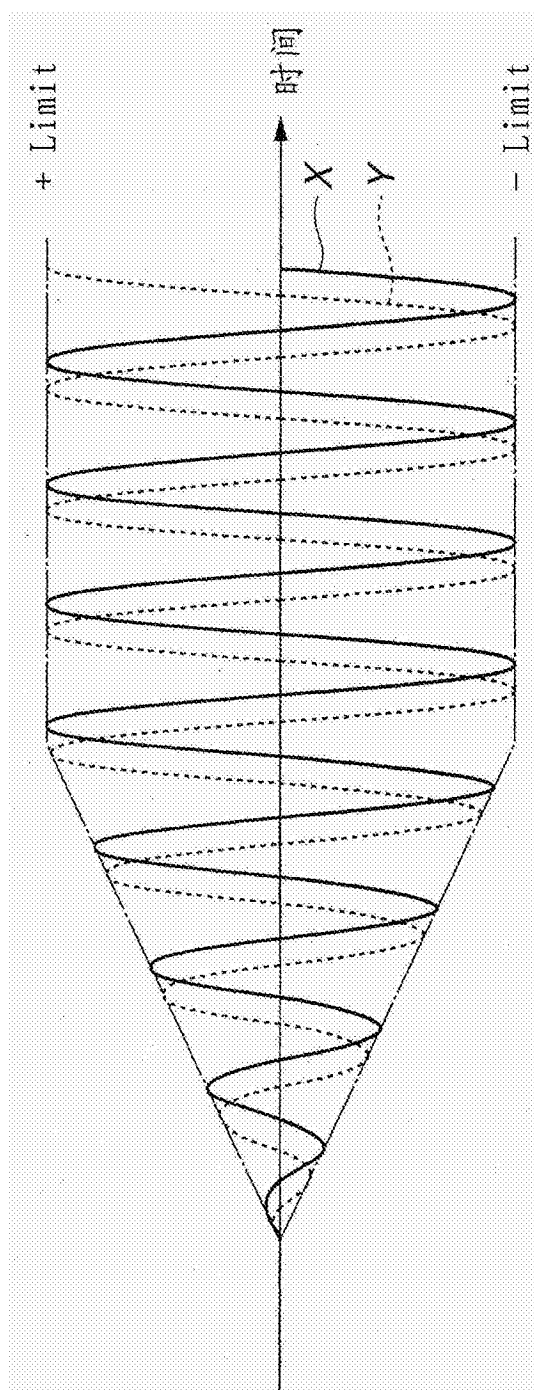


图 7A

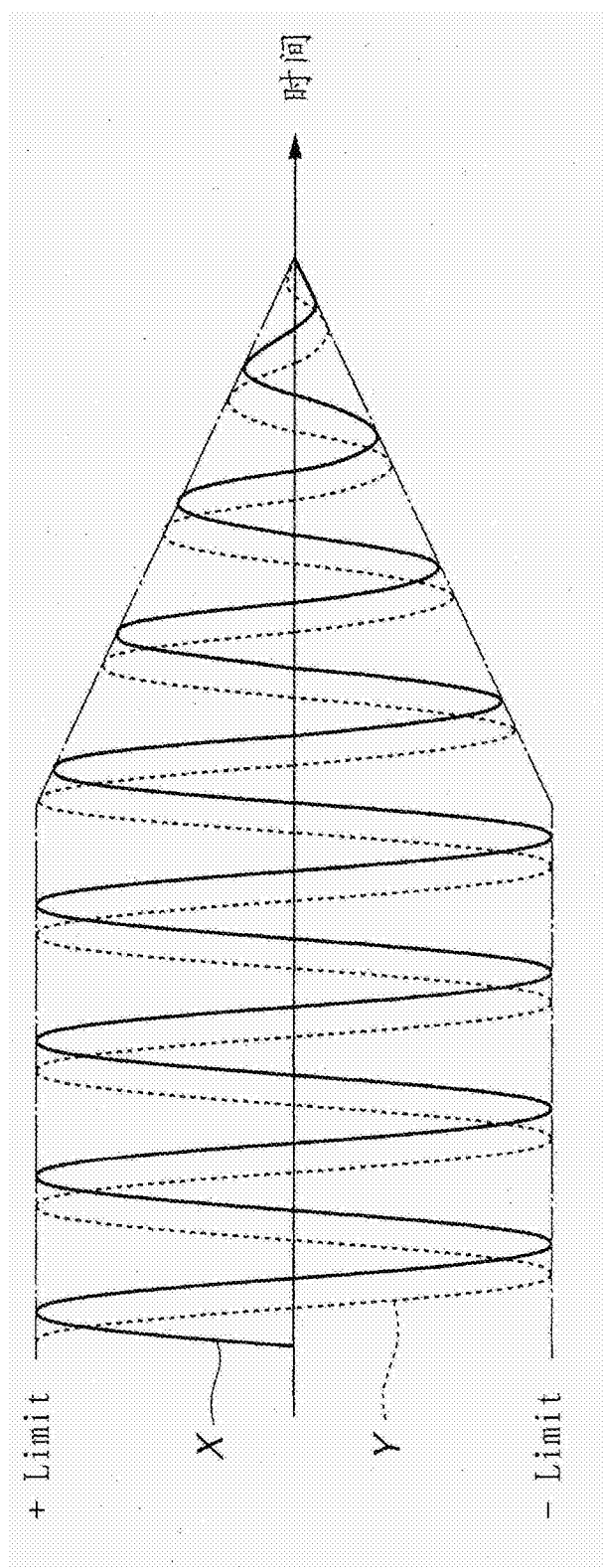


图 7B

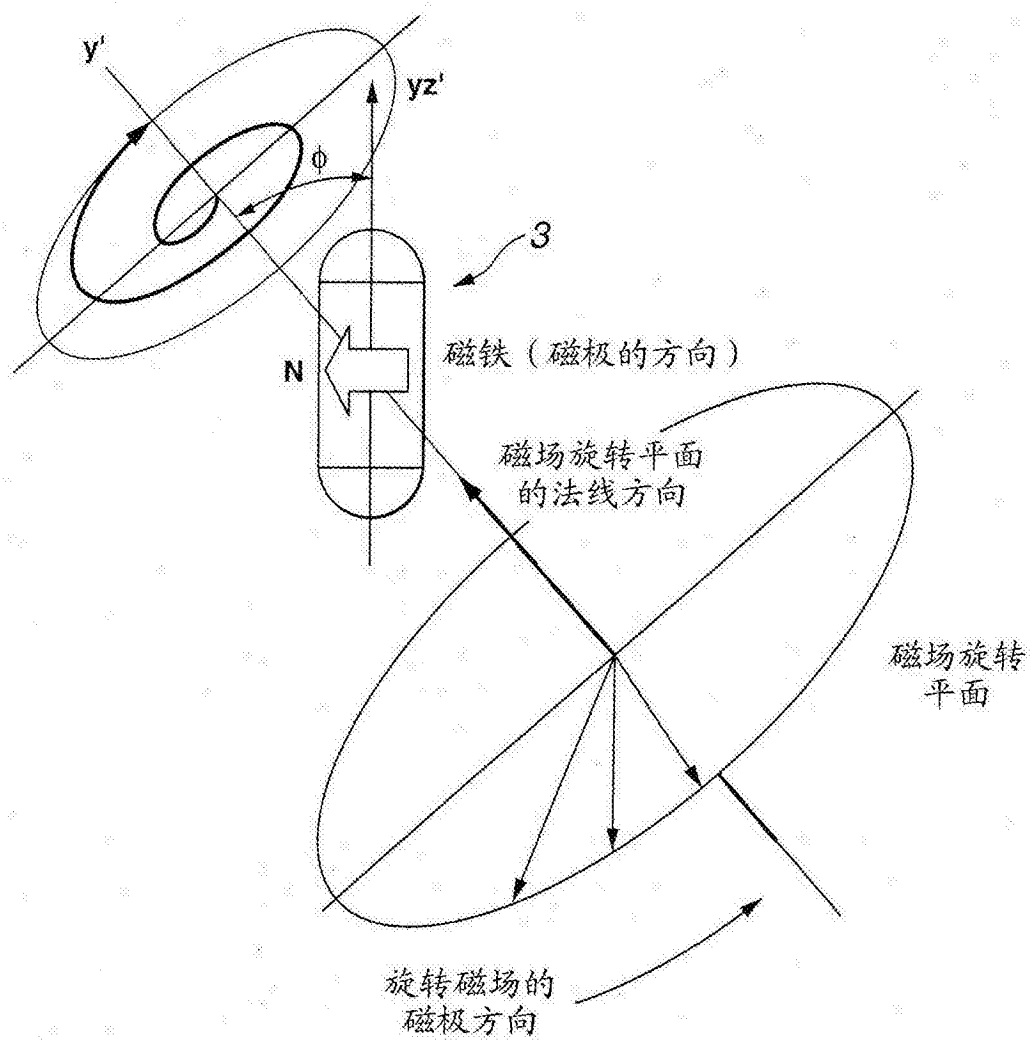


图 8

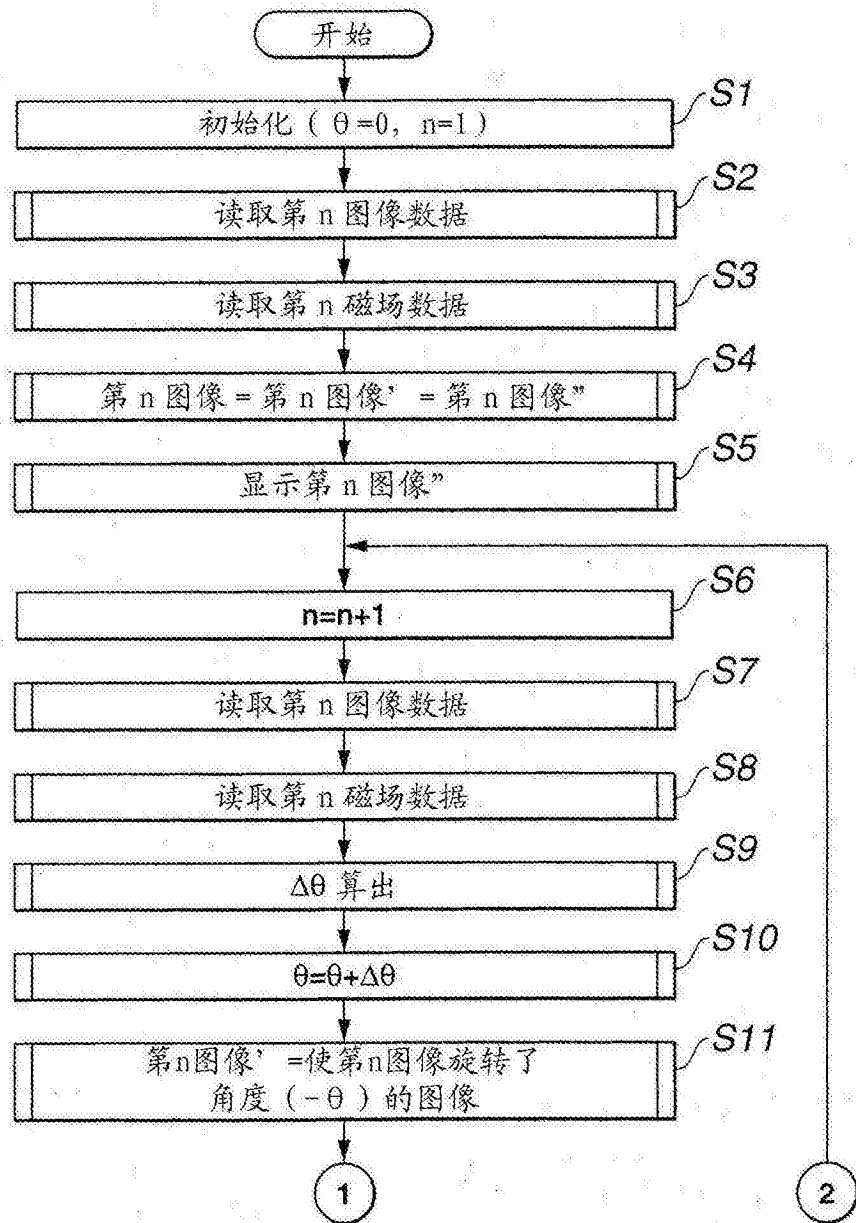


图 9

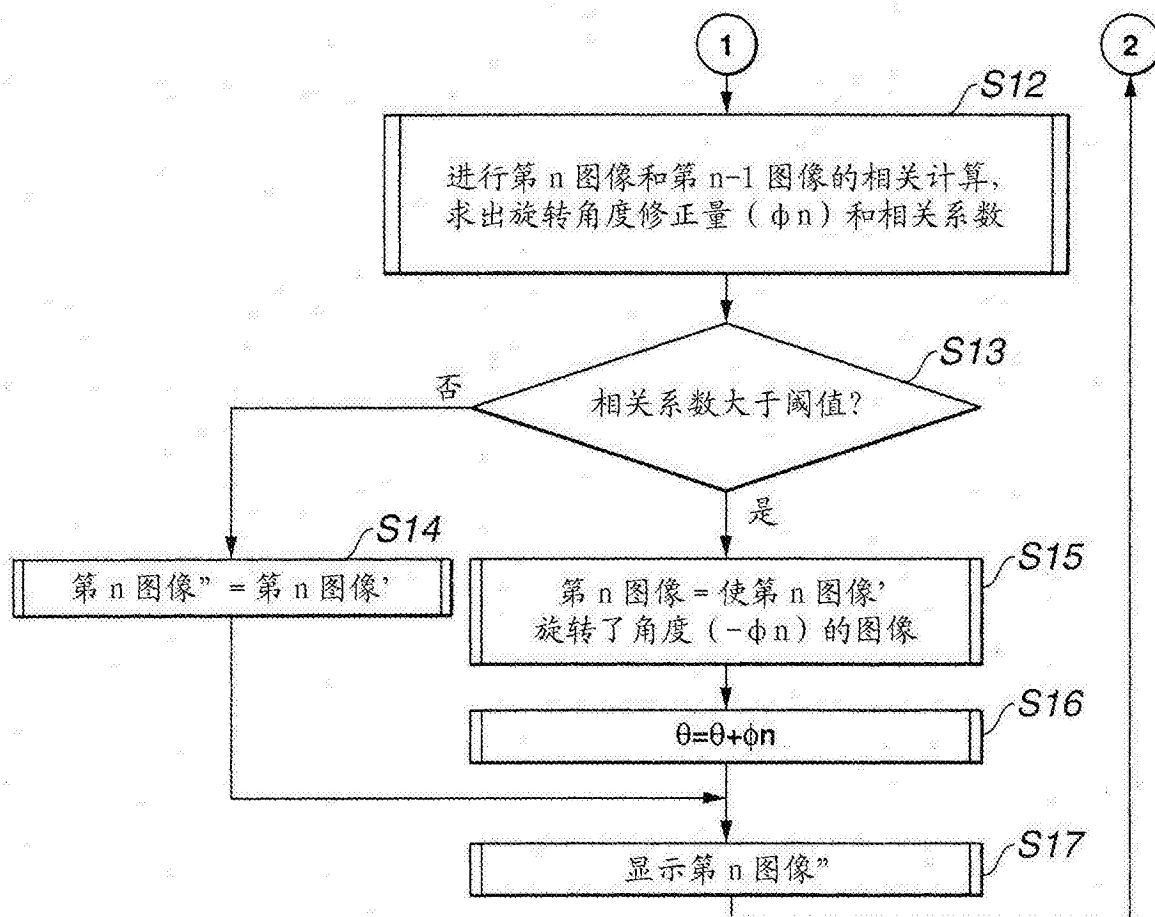


图 10

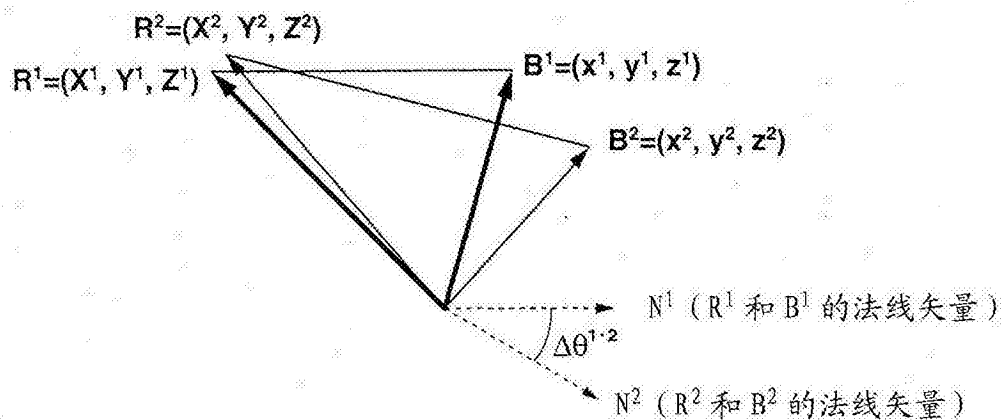


图 11

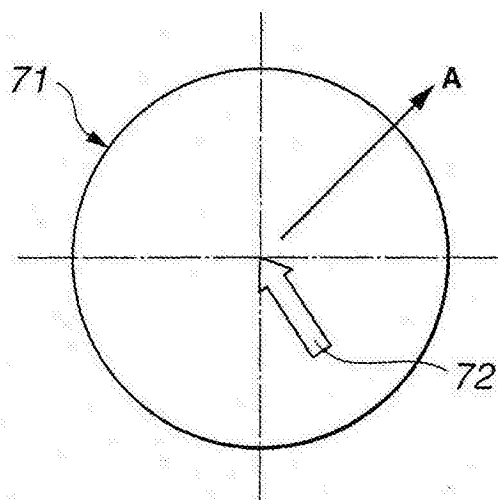


图 12

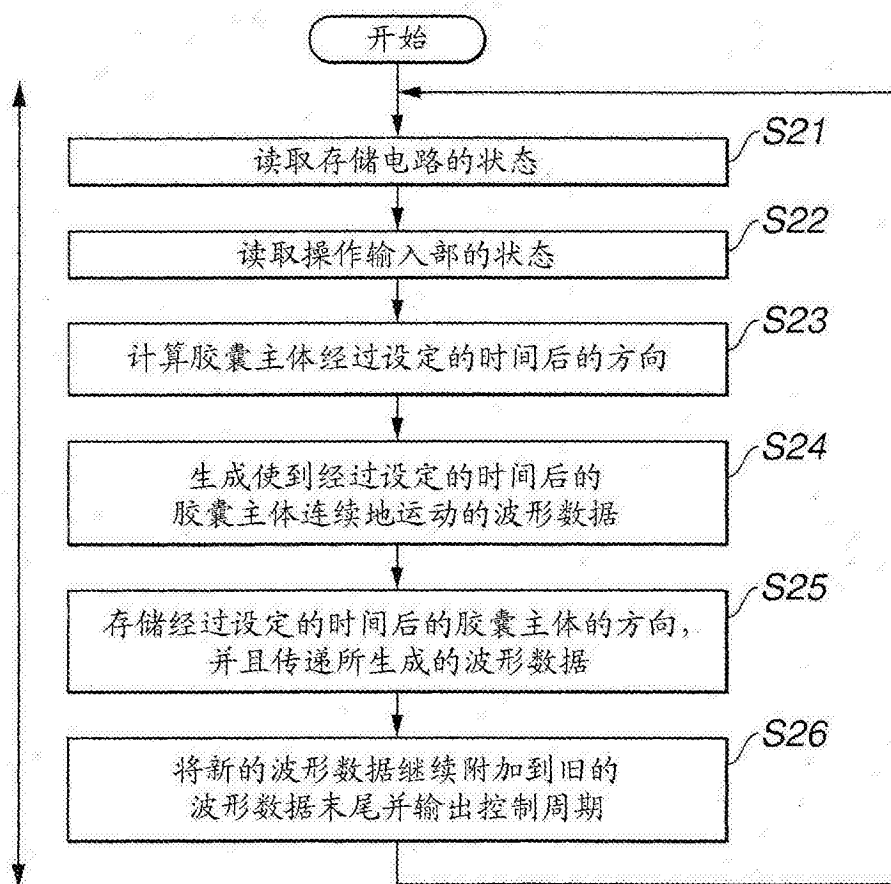


图 13

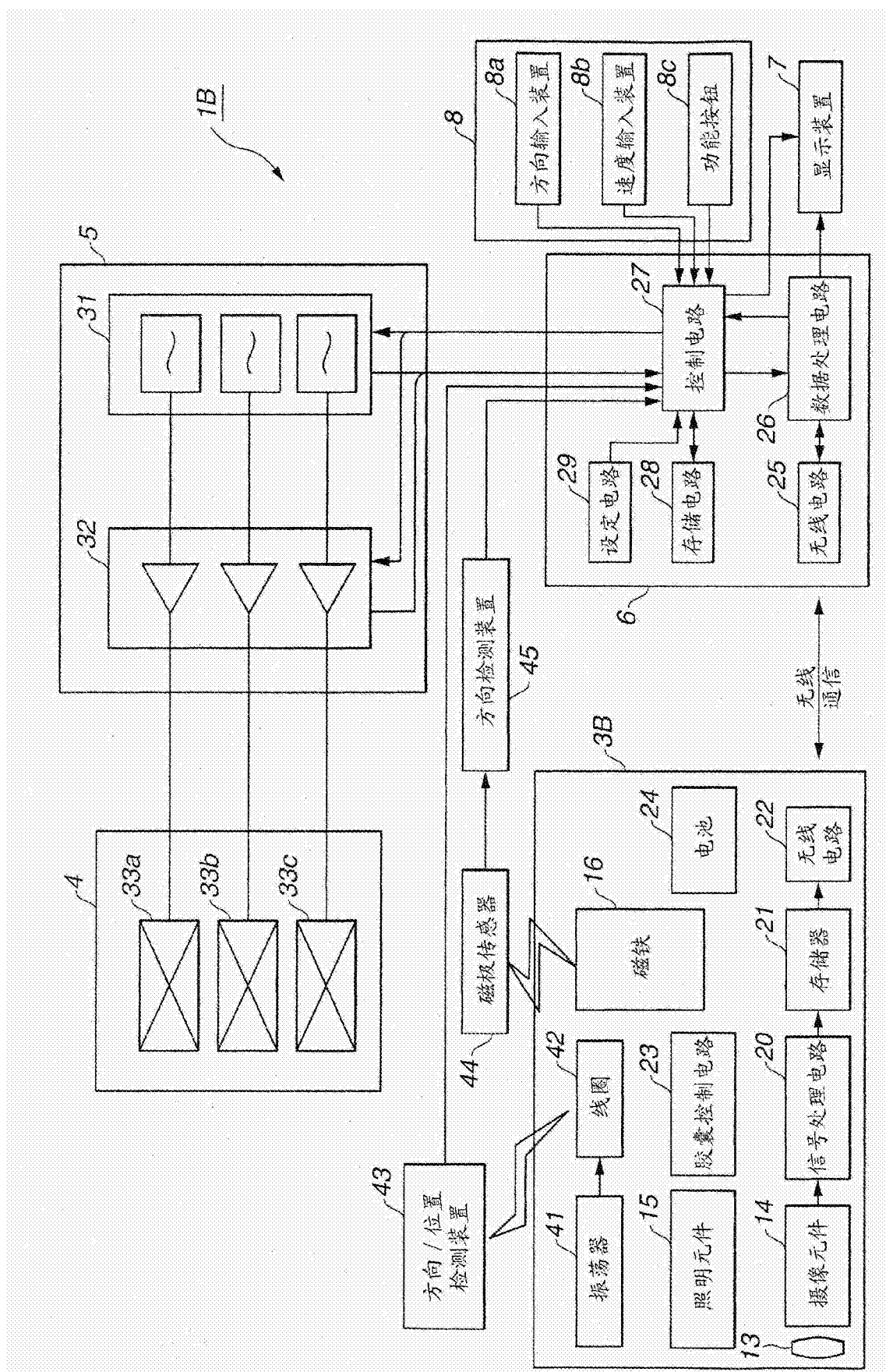


图 14

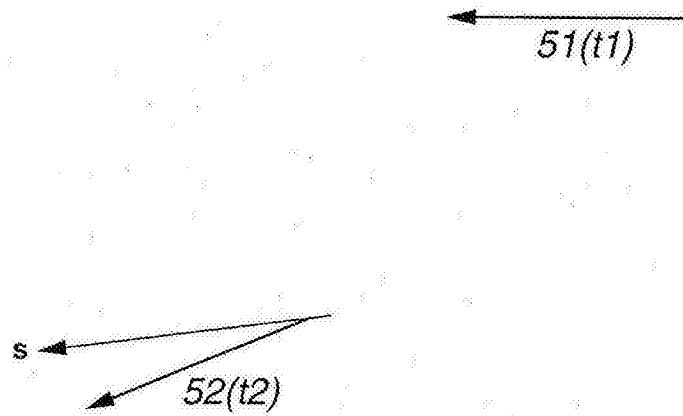


图 17

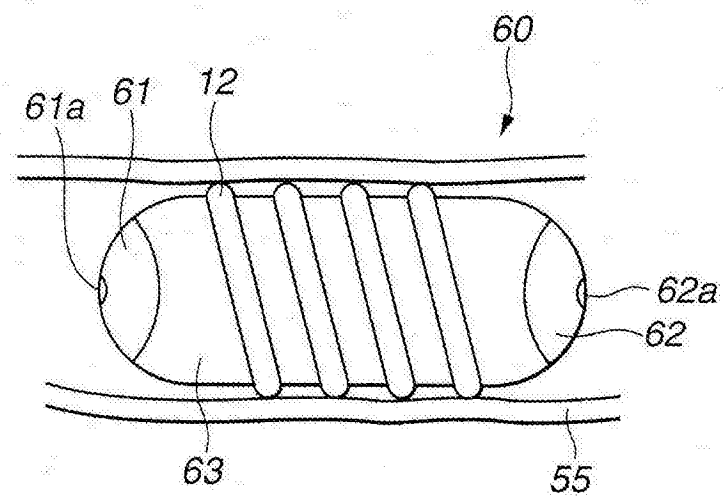


图 18A

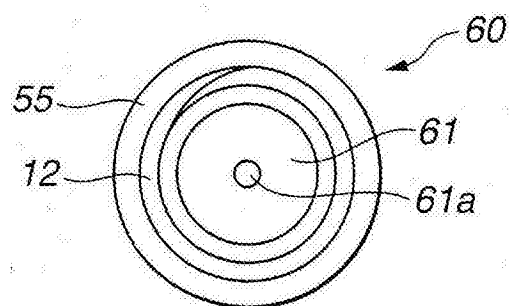


图 18B