



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101056576 B

(45) 授权公告日 2010.07.14

(21) 申请号 200580038646.8

代理人 李辉 吕俊刚

(22) 申请日 2005.11.25

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/04 (2006.01)

343138/2004 2004.11.26 JP

A61B 1/273 (2006.01)

344650/2004 2004.11.29 JP

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

US 2003/0181788 A1, 2003.09.25, 说明书第 0167-0178 段、附图 22-23.

2007.05.11

US 2004/0236180 A1, 2004.11.25, 说明书第 0041-0185 段、附图 1-18.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2005/022126 2005.11.25

US 2004/0111011 A1, 2004.06.10, 说明书第 0035-0262 段、附图 1-22.

(87) PCT申请的公布数据

W02006/057443 EN 2006.06.01

审查员 栾志超

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 内山昭夫 青木勳 田中慎介

泷泽宽伸 河野宏尚

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限

公司 11127

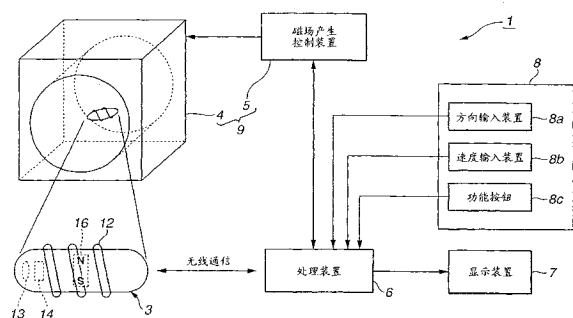
权利要求书 3 页 说明书 32 页 附图 50 页

(54) 发明名称

医疗系统

(57) 摘要

本发明提供了一种医疗系统。该医疗系统包括：医疗装置，该医疗装置要被插入到体腔内；所述医疗装置的旋转装置，该旋转装置使所述医疗装置绕插入轴线旋转；图像采集装置，该图像采集装置设置在所述医疗装置上；以及图像采集定时检测装置，用于检测与所述图像采集装置执行图像采集的定时有关的信号。此外，所述医疗系统包括：旋转角度获取装置，用于响应于所述图像采集定时检测装置的输出而获取所述医疗装置的旋转装置针对所述图像采集定时的旋转角度；以及图像获取装置，用于根据与由所述旋转角度获取装置获取的旋转角度相关的信息对由所述图像采集装置采集的图像进行旋转处理，从而获得进行了所述旋转处理的图像。



1. 一种医疗系统,该医疗系统包括:

医疗装置,该医疗装置要被插入到体腔内;

所述医疗装置的旋转装置,该旋转装置使所述医疗装置绕插入轴线旋转;

图像采集装置,该图像采集装置设置在所述医疗装置上;

图像采集定时检测装置,该图像采集定时检测装置用于检测与所述图像采集装置进行的图像采集定时有关的信号;

旋转角度获取装置,该旋转角度获取装置用于接受所述图像采集定时检测装置的输出而获取在所述图像采集定时中的所述医疗装置的旋转装置的旋转角度;以及

图像获取装置,该图像获取装置用于根据与由所述旋转角度获取装置获取的旋转角度相关的信息进行旋转处理,以使由所述图像采集装置采集的图像旋转,从而获得进行了所述旋转处理的图像,

其中,所述旋转角度获取装置接受所述图像采集定时检测装置的输出而获取与所述图像采集装置进行图像采集时所需的图像采集时间的中间定时一致的所述旋转角度。

2. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,其中,所述医疗装置包括用于通过所述医疗装置的旋转来产生推进力的推进力产生结构。

3. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,其中,所述图像采集装置具有与所述插入轴线大致平行的光轴。

4. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,其中,所述医疗装置的所述旋转装置包括:

磁场产生装置,该磁场产生装置安装在身体外部,用于产生旋转磁场;

磁体,该磁体设置在所述医疗装置上并被设置成其连接磁体的 N/S 极的磁方向大致垂直于所述插入轴线,用于通过与由所述磁场产生装置产生的旋转磁场的相互作用而产生用来使所述医疗装置旋转的力矩;以及

磁场控制装置,该磁场控制装置安装在身体外部,用于控制所述磁场产生装置。

5. 根据权利要求 4 所述的医疗系统,其中,所述图像采集装置被设置在物镜光学系统的成像位置处,该物镜光学系统被设置成其光轴与圆筒形的囊的中心轴线相匹配,所述图像采集装置进行图像采集而在显示装置上显示的图像的向上方向与所述磁体的磁方向相匹配。

6. 根据权利要求 4 所述的医疗系统,其中,所述图像采集装置被设置在物镜光学系统的成像位置处,该物镜光学系统被设置成其光轴与圆筒形的囊的中心轴线相匹配,所述图像采集装置进行图像采集而在显示装置上显示的图像的向上方向与所述磁体的磁方向被设置为具有预定的固定角度。

7. 根据权利要求 4 所述的医疗系统,其中,所述图像采集装置被设置在物镜光学系统的成像位置处,该物镜光学系统被设置成其光轴与圆筒形的囊的中心轴线相匹配,所述图像获取装置以所述图像采集装置进行图像采集而在显示装置上显示的图像的向上方向与所述磁体的磁方向之间的角度作为基准角度来执行所述旋转处理。

8. 根据权利要求 4 所述的医疗系统,其中,所述图像采集装置被设置在物镜光学系统的成像位置处,该物镜光学系统被设置成其光轴与圆筒形的囊的中心轴线相匹配,该医疗系统还包括操作输入装置,该操作输入装置用于输入所述图像采集装置进行图像采集而在显示装置上显示的图像的向上方向和所述磁体的磁方向之间的角度,

其中,所述图像获取装置以从所述操作输入装置输入的角度作为基准角度来执行所述旋转处理。

9. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,其中,所述医疗装置的所述旋转装置包括:
马达,该马达用于进行驱动,以使所述医疗装置旋转;以及
操作输入装置,该操作输入装置使得所述马达的旋转速度可以变化。

10. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,该医疗系统还包括显示装置,用于显示由所述图像获取装置进行了旋转处理的图像。

11. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,其中,所述医疗装置是包括内部无线通信装置的囊状内窥镜,

并且其中,所述医疗系统包括外部无线通信装置,该外部无线通信装置连接到所述图像获取装置,以在所述内部无线通信装置和所述外部无线通信装置之间进行无线通信。

12. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,其中,所述医疗装置包括数据压缩装置,该数据压缩装置用于对图像进行压缩处理,

并且其中,由所述数据压缩装置进行了压缩的压缩数据被传送到所述图像获取装置,

并且其中,所述图像获取装置包括用于对所述压缩数据进行解压缩处理的数据解压缩装置。

13. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,该医疗系统还包括多个图像采集装置,

其中,所述图像获取装置对所述多个图像采集装置中的每一个图像采集装置采集的图像进行旋转处理。

14. 根据权利要求 13 所述的医疗系统,其中,所述多个图像采集装置中的至少两个图像采集装置具有彼此不同的观察方向。

15. 根据权利要求 14 所述的医疗系统,其中,所述多个图像采集装置中的至少两个图像采集装置具有大致平行于所述插入轴线的观察方向。

16. 根据权利要求 13 所述的医疗系统,其中,所述图像获取装置与各个图像采集装置相对应地对由不同的图像采集装置采集的图像进行不同的旋转处理。

17. 根据权利要求 13 所述的医疗系统,该医疗系统还包括显示装置,该显示装置用于分别针对各个图像采集装置显示由所述图像采集装置采集的图像。

18. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,

其中,所述医疗装置包括图像采集定时控制器,

并且其中,所述图像采集装置响应于从所述图像采集定时控制器接收的信号而向所述图像获取装置发送图像数据以及进行图像采集,

并且其中,所述图像采集定时检测装置检测发送所述图像数据的开始。

19. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,

其中,所述医疗装置的所述旋转装置包括用于存储过去的旋转角度的存储装置,

并且其中,所述旋转角度获取装置获取所述过去的旋转角度。

20. 根据权利要求 18 所述的医疗系统,

其中,所述图像采集定时控制器将与所述图像采集定时相关的信息添加到待发送的图像数据中。

21. 根据权利要求 19 所述的医疗系统,

其中,所述存储装置以与时间点相关联的方式存储与所述医疗装置的所述旋转装置的旋转角度相关的信息。

22. 根据权利要求 18 所述的医疗系统,

其中,所述图像采集定时控制器进行控制,以在图像采集的时刻与开始发送图像数据的时刻之间保持恒定的时间间隔。

23. 根据权利要求 18 所述的医疗系统,

其中,所述图像采集定时控制器进行控制,以使得图像采集的时刻与开始发送图像数据的时刻相匹配。

24. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,

其中,所述图像获取装置获取所述医疗装置的后续旋转中的延迟时间,

并且其中,执行所述旋转处理,以校正后续旋转中的延迟时间。

25. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,其中,所述图像获取装置具有向所述图像采集定时检测装置发送图像采集定时信号的功能,以及用于向所述图像采集装置发送图像采集请求信号的功能。

医疗系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗系统,该医疗系统包括这样一种医疗装置,该医疗装置具有通过其旋转而在体腔内产生推进力的功能。

背景技术

[0002] 已经提出了以下各种类型的医疗装置,这些类型的医疗装置中的每一种医疗装置都被插入到体腔内,并具有通过其旋转而产生推进力等,从而使得可以对体腔进行检查的功能。

[0003] 例如,日本未审察专利申请公报 No. 2003-299612 公开了一种囊状内窥镜系统,该囊状内窥镜系统具有通过施加旋转磁场从而使囊状内窥镜旋转来在内腔中引导囊状内窥镜的功能。

[0004] 在上述专利文献中公开的现有技术中,由囊状内窥镜采集的图像数据被发送到体外的图像处理装置。该图像处理装置以相关联的形式将接收到的图像数据和旋转磁场的数据存储存储在存储器等中。

[0005] 此外,在上述专利文献中公开的现有技术中,图像处理装置执行图像处理以利用旋转磁场的数据来校正图像的旋转,从而显示没有旋转的图像。

[0006] 然而,上述现有技术具有这样的结构,在该结构中,由体外的图像处理装置按照与获取图像数据时的旋转磁场相关的信息相关联的形式存储图像数据,从而在高精度旋转校正方面留下问题。

[0007] 也就是说,尽管其中在采集图像时检测旋转状态的设置将提供高精度的旋转校正,但是在传统技术中没有公开这种设置。

[0008] 针对上述问题提出了本发明,因此,本发明的目的是提供一种医疗系统,该医疗系统用于利用具有高精度旋转校正的旋转医疗装置来采集图像,从而提供允许更有效观察的图像。

发明内容

[0009] 根据本发明的一种医疗系统包括:医疗装置,该医疗装置被插入到体腔内;所述医疗装置的旋转装置,该旋转装置用于使所述医疗装置绕插入轴线旋转;图像采集装置,该图像采集装置设置在所述医疗装置上;图像采集定时检测装置,该图像采集定时检测装置用于检测与所述图像采集装置进行图像采集的定时有关的信号;旋转角度获取装置,该旋转角度获取装置用于响应于所述图像采集定时检测装置的输出而获取所述医疗装置的旋转装置针对所述图像采集定时的旋转角度;以及图像获取装置,该图像获取装置用于根据所述旋转角度获取装置获取的与旋转角度相关的信息来进行旋转处理,以使所述图像采集装置采集的图像旋转,从而获得进行了所述旋转处理的图像。

[0010] 通过上述设置,在由设置在所述旋转医疗装置上的所述图像采集装置执行图像采集的定时获取与所述医疗装置的旋转装置的旋转角度相关的信息。这使得可以获取与针对

所述图像采集装置执行实际图像采集的定时的旋转角度相关的信息。基于所述旋转角度信息执行旋转校正,从而使得能够进行高精度的旋转处理。

附图说明

- [0011] 图 1 为根据本发明的实施例 1 的囊状医疗系统的整体结构图。
- [0012] 图 2 为表示根据本发明实施例 1 的囊状医疗系统的组件的内部结构的框图。
- [0013] 图 3A 为囊的侧视图。
- [0014] 图 3B 为囊的正视图。
- [0015] 图 4A 为表示操作输入装置的示意结构的图。
- [0016] 图 4B 为表示根据一个变型例的操作输入装置的示意结构的图。
- [0017] 图 4C 为表示脚踏开关的图。
- [0018] 图 5A 为表示旋转磁场的法向矢量的坐标系的图。
- [0019] 图 5B 为表示在操纵杆的倾斜操作情况下囊的推进方向的说明图。
- [0020] 图 5C 为用于描述利用操纵杆进行的操作的说明图,该操作使得旋转方向能够在向前和向后的方向之间切换。
- [0021] 图 6A 为表示根据一变型例的操纵杆的图。
- [0022] 图 6B 为表示在图 6A 所示的操纵杆的倾斜操作情况下囊的推进方向的说明图。
- [0023] 图 7 为表示本实施例的操作的时序图。
- [0024] 图 8 为表示本实施例的操作的流程图。
- [0025] 图 9 为表示该变型例的操作的时序图。
- [0026] 图 10 为表示根据本发明实施例 2 的囊状医疗系统的组件的内部结构的框图。
- [0027] 图 11 为表示根据该实施例的操作的时序图。
- [0028] 图 12 为表示根据本发明实施例 3 的囊状医疗系统的组件的内部结构的框图。
- [0029] 图 13 为表示该实施例的操作的时序图。
- [0030] 图 14 为表示第一变型例的操作的时序图。
- [0031] 图 15 为表示第二变型例的操作的时序图。
- [0032] 图 16 为表示第三变型例的操作的时序图。
- [0033] 图 17 为表示根据本发明实施例 4 的囊状医疗系统的组件的内部结构的框图。
- [0034] 图 18 为表示根据本发明实施例 5 的囊状医疗系统的组件的内部结构的框图。
- [0035] 图 19A 为该医疗装置的侧视图。
- [0036] 图 19B 为该医疗装置的正视图。
- [0037] 图 20 为表示根据一变型例的囊状医疗系统的组件的内部结构的框图。
- [0038] 图 21 为表示根据本发明实施例 6 的囊状医疗系统的整体结构图。
- [0039] 图 22A 为该囊的侧视图。
- [0040] 图 22B 为该囊的正视图。
- [0041] 图 23 为表示其中在显示装置上显示由该囊采集的两个图像的示例的图。
- [0042] 图 24 为表示根据本发明实施例 7 的囊状医疗系统的示意结构的整体结构图。
- [0043] 图 25 为图 24 所示的囊的示意性外观图。
- [0044] 图 26 为用于描述图 25 所示的囊的内部结构的说明图。

- [0045] 图 27 为表示图 25 所示的囊即将穿过体腔内的内腔的较窄部分之前的说明图。
- [0046] 图 28 为表示在图 27 所示的情况之后,囊执行摆动运动(振动运动)从而脱离体腔内的内腔的较窄部分的说明图。
- [0047] 图 29 为表示在图 28 所示的情况之后,囊刚脱离体腔内的内腔的较窄部分的说明图。
- [0048] 图 30 为表示包括角度检测传感器的囊的示意图。
- [0049] 图 31 为用来描述根据图 30 所示的角度检测传感器检测到的角度信息来进行角度校正处理的概念图。
- [0050] 图 32 为表示包括采用形状记忆合金的摆动装置(振动装置)的囊的内部结构的剖面图,该摆动装置用作螺旋状结构接触装置。
- [0051] 图 33 为表示包括螺旋状结构接触装置的囊的内部结构的剖面图,该螺旋状结构接触装置使得螺旋状旋转推进单元可以相对于基部摆动。
- [0052] 图 34 为表示图 33 所示的囊的操作的图。
- [0053] 图 35 为表示具有这样一种结构的囊的主要组件说明图,在该结构中,第一马达的马达轴装配并固定到所述螺旋状旋转推进单元的后部,并且该螺旋状旋转推进单元的中心轴线和所述第一马达的旋转轴线之间存在一定的偏移。
- [0054] 图 36 为表示囊的操作的图,该囊具有螺旋状结构接触装置,该螺旋状结构接触装置具有如图 35 所示的结构,使得螺旋旋转推进单元安装到基部上,并且在它们的轴线之间存在一定的偏移。
- [0055] 图 37 为示出了具有这样一种结构的囊的内部结构的剖面图,在该结构中,基部被分为两个部分,这两个部分中的每个部分都包括马达,并且螺旋旋转推进单元安装到基部上,并且在它们的轴线之间存在一定的偏移,该螺旋旋转推进单元用作螺旋状结构接触装置。
- [0056] 图 38 为示出了图 37 所示的囊的操作的说明图。
- [0057] 图 39 为示出了包括螺旋状结构接触装置的囊的内部结构的示意性剖视图,该螺旋状结构接触装置使得螺旋旋转推进单元能够弯曲。
- [0058] 图 40 为示出了图 39 所示的囊的操作的说明图。
- [0059] 图 41 为示出了图 39 示出的囊即将通过体腔中的内腔的弯曲部分(curve)之前的说明图。
- [0060] 图 42 为示出了在图 41 所示的情形之后通过体腔中的内腔的弯曲部分的囊的说明图。
- [0061] 图 43 为示出了包括弯曲装置的囊的说明图,该弯曲装置使得螺旋旋转推进单元可以弯曲。
- [0062] 图 44 为示出了根据实施例 8 的囊的外视图。
- [0063] 图 45 为示出了图 44 的囊的内部结构的剖面图。
- [0064] 图 46 为示出了包括螺旋状结构接触装置的囊的内部结构的剖面图,该螺旋状结构接触装置具有施加电刺激的功能。
- [0065] 图 47 为示出了包括用于在体腔内进行抽吸的抽吸机构的囊的内部结构的剖视图,该抽吸机构用作螺旋状结构接触装置。

[0066] 图 48 为示出了图 47 所示的第一马达和第二马达的主要组件说明图。

[0067] 图 49 为示出了包括可变直径装置的囊的内部结构的剖视图,该可变直径装置通过其内包括的流体供应机构的作用而使得螺旋旋转推进单元的直径可以改变,该可变直径装置用作螺旋状结构接触装置。

[0068] 图 50 为包括由气球形成的螺旋突起的囊的外观视图,这些螺旋突起用作可变直径装置。

[0069] 图 51 为示出了基部的说明图,该基部包括用作旋转防止装置的履带。

[0070] 图 52 为示出了包括辊胎 (roller tire) 的基部的说明图,这些辊胎用作旋转防止装置。

[0071] 图 53 为示出了包括翼状凸起的基部的说明图,这些翼状凸起用作旋转防止装置。

[0072] 图 54 为示出了包括刷的基部的说明图,该刷用作旋转防止装置。

[0073] 图 55 为根据实施例 9 的囊的外观视图。

[0074] 图 56 为示出了具有这样一种结构的囊的内部结构的剖面图,在该结构中,被形成成为鞘状的螺旋旋转推进单元被装配到包括图像采集装置的基部上。

[0075] 图 57 为根据实施例 10 的囊的外观视图。

[0076] 图 58 为示出了图 57 中所示的囊的内部结构的剖面图。

[0077] 图 59 为示出了具有这样一种结构的囊的内部结构的剖面图,在该结构中,基部和螺旋旋转推进单元被设置成一个纵向轴线相对于另一个纵向轴线而弯曲。

[0078] 图 60 为根据实施例 11 的囊的外观视图。

[0079] 图 61 为示出了图 60 所示的囊的内部结构的剖视图。

[0080] 图 62 为示出了图 60 所示的囊在即将通过体腔中的内腔的弯曲部分之前的说明图。

[0081] 图 63 为示出了在图 62 所示的情形之后通过体腔中的内腔的弯曲部分的囊的说明图。

[0082] 图 64 为示出了根据实施例 12 的囊的内部结构的剖面图。

[0083] 图 65 为图 64 的囊的外观视图。

具体实施方式

[0084] 将参照附图描述根据本发明的实施例。

[0085] (实施例 1)

[0086] 将参照图 1 至图 9 来描述实施例 1。

[0087] 如图 1 和图 2 所示,根据本发明实施例 1 的囊状医疗系统 1 包括:用作囊状内窥镜的囊状医疗装置(囊状内窥镜)3(以下将简称为“囊”),该囊状医疗装置被从口或肛门插入至未示出的对象的体腔内,并使得可以在体腔内进行图像采集、诊断和治疗等;以及磁场产生设备 9,其被定位成环绕该对象,即,被定位在对象的外部。该磁场产生设备 9 包括:旋转磁场产生装置 4,其用于向囊 3 施加磁场;以及磁场产生控制装置(或电源控制装置)5,其用于对驱动电流的供应进行控制,该驱动电流用于在旋转磁场产生装置 4 处产生旋转磁场。

[0088] 此外,囊状医疗系统 1 包括:处理装置 6,其被定位在对象的外部,并具有与囊 3 进

行无线通信的功能,以及用来控制磁场产生控制装置 5 从而控制施加给囊 3 的旋转磁场的方向、大小等的功能;显示装置 7,其连接到处理装置 6,用于显示由囊 3 采集的图像等;以及操作输入装置 8,其连接到处理装置 6,并使得诸如外科医生的操作者可以输入与操作相对应的指令信号。这里,操作输入装置 8 包括:方向输入装置 8a,其用于产生用来控制磁场方向的指令信号;速度输入装置 8b,其用于产生用来控制与操作相对应的旋转磁场的旋转频率的指令信号;以及功能按钮 8c,其用于产生与预定功能相对应的指令信号,该预定功能例如为产生与操作相对应的偏心旋转磁场的功能。

[0089] 如图 3A 和图 3B 所示,囊 3 包括螺旋突起(或螺纹部分)12,其用作用于在被形成囊状的外部容器 11 的外表面上产生推进力的推进力产生结构,并用作要插入到体腔内的插入部分。螺旋突起 12 通过在囊 3 的外表面与体腔的内壁(内腔的内壁)相接触的情况下使囊 3 旋转,来使得囊 3 能够产生推进力。此外,囊 3 在由外部容器 11 密封的空间内包括磁体 16,该磁体 16 利用旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场通过磁方法使得囊 3 可以旋转,该囊 3 还包括:形成图像采集装置的物镜光学系统 13 和位于物镜光学系统 13 的成像位置处的图像采集装置 14;照明装置 15,其用于提供照明以进行图像采集;等等(参见图 2)。

[0090] 如图 3A 等所示,物镜光学系统 13 例如设置在作为外部容器 11 的一部分的被形成半球形的透明远端盖 11a 的内部,并且其光轴与圆柱形囊 3 的中心轴线 C 匹配。这样,远端盖 11a 的中心部分用作观察窗 17,如图 3B 所示。注意,照明装置 15 设置在物镜光学系统 13 的附近,这在图 3A 等中没有示出。

[0091] 因此,通过这样的设置,物镜光学系统 13 的观察方向与其光轴的方向(即圆柱形囊 3 的中心轴线 C 的方向)匹配。

[0092] 另一方面,磁体 16 设置在囊 3 内部,位于囊 3 的纵向方向上的中心附近,并且其磁轴(从 S 极到 N 极的直线的方向)垂直于中心轴线 C,如图 3 等所示。通过本实施例,磁体 16 被设置成其中心与囊 3 的重心匹配。因此,施加到磁体 16 上的磁场产生中心与囊 3 的重心匹配的磁力或磁矩。这便于利用磁方法平稳地推进囊 3。

[0093] 此外,磁体 16 被设置成磁轴与图像采集装置 14 的预定方向相匹配,如图 3B 所示。

[0094] 这就是说,磁体 16 被设置成使得从 S 极到 N 极的直线的方向与图像采集装置 14 采集的图像的向上方向相匹配。

[0095] 根据本实施例,通过旋转磁场产生装置 4 向囊 3 施加旋转磁场。利用磁方法使磁体 16 旋转,从而使其内固定有磁体 16 的囊 3 旋转。在这种情况下,设置在囊 3 的外表面上的螺旋突起 12 也在与体腔的内壁接触的同时而旋转,从而推进囊 3。

[0096] 此外,其内包括磁体 16 的囊 3 受到外部磁场的控制的这种设置的优点在于:可以在外部坐标系统中基于外部磁场的方向来确定图像的向上方向是哪个方向。

[0097] 此外,囊 3 包括:信号处理电路 20,其用于对图像采集装置 14 采集的信号执行数字转换,并对这样转换的数字信号进行图像压缩;存储器 21,其用于暂时存储由信号处理电路 20 产生并压缩的数字数据形式的图像数据;无线通信电路(内部无线通信装置)22,其用于对从存储器 21 读出的图像数据进行高频调制以进行无线通信,对从处理装置 6 发来的控制信号进行解调,等等;囊控制电路 23,其用于控制照明装置 15 以及图像采集装置 14,并对囊 3 内的每个组件(例如信号处理电路 20 等)进行控制;电池 24,其用于向囊 3 内

的电系统（例如信号处理电路 20）的动作提供电力，以及如上所述的物镜光学系统 13、图像采集装置 14 和磁体 16。其中，囊控制电路 23 包括图像采集定时控制器。

[0098] 另一方面，与囊 3 进行无线通信的处理装置 6 包括：无线通信电路

[0099]（外部无线通信装置）25，其用于与上述无线通信电路 22 进行双向无线通信；图像获取电路 26，其连接到无线通信电路 25，用于执行图像旋转处理等，并执行用来将控制信号发送到囊 3 以进行图像采集的处理，以及对从囊 3 发送的图像数据的信号处理；以及磁场控制电路 27，其用于根据从操作输入装置 8 输入的指令来控制磁场产生控制装置 5 等。

[0100] 此外，处理装置 6 包括：存储电路 28，其用于存储由上述磁场产生控制装置 5 控制的旋转磁场产生装置 4 所产生的旋转磁场的状态，更具体地说，用于存储旋转磁场的法向矢量的方向（以下将简称为“磁场方向”）以及形成旋转磁场的磁场的方向；以及设置电路 29，其使得可以通过功能按钮 8c 等进行功能设置等。

[0101] 此外，处理装置 6 包括：图像采集定时检测电路 30，其连接到图像获取电路 26，用于检测囊 3 的图像采集装置 14 所执行的图像采集的定时；以及旋转角度获取电路 31，其用于获取在图像采集定时检测电路 30 检测到的图像采集时刻的与磁场控制单元 27 控制的磁场的旋转角度相关的信息。旋转角度获取电路 31 例如通过图像采集定时检测电路 30 将这样获取的与磁场的旋转角度相关的信息输出到图像获取电路 26。

[0102] 然后，图像获取电路 26 根据从旋转角度获取电路 31 获得的与磁场的旋转角度相关的信息，对由囊 3 的图像采集装置 14 采集的、并通过无线通信电路 25 而获取的图像数据进行旋转校正，并执行图像解压缩处理。

[0103] 图像获取电路 26 对由图像采集装置 14 采集并通过无线通信电路 22 和 25 获取的图像进行图像旋转处理，从而形成具有一致的预定旋转角度的经旋转校正的图像。这就是说，由包括在囊 3 内的图像采集装置 14 采集的在图像采集时进行了旋转的图像经受了图像旋转处理，从而获得经旋转校正的图像，这些经旋转校正的图像近似于那些在没有旋转的情况下采集的图像。与预定旋转角度相对应的经旋转校正的图像被输出，并被显示在显示装置 7 上。

[0104] 另一方面，磁场控制电路 27 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 来接收与操作相对应的指令信号。磁场控制电路 27 执行与指令信号相对应的控制操作。

[0105] 此外，磁场控制电路 27 连接到存储电路 28。存储电路 28 始终存储与由磁场产生控制装置 5 控制的旋转磁场产生装置 4 所产生的旋转磁场和磁场的方向相关的信息。此外，磁场控制电路 27 具有根据用于改变旋转磁场的方向或磁场的方向的指令操作而连续改变旋转磁场的方向和磁场的方向，从而提供它们的平稳变化的功能。注意，存储电路 28 可包括在磁场控制电路 27 内。

[0106] 另一方面，连接到磁场控制电路 27 的磁场产生控制装置 5 包括：由三个 AC 电流产生 / 控制电路形成的 AC 电流产生 / 控制单元 33，用于控制频率和相位并产生 AC 电流；以及由用于放大各个 AC 电流的三个驱动器形成的驱动器单元 34。所述三个驱动器的输出电流被分别提供给作为旋转磁场产生装置 4 的组件的三个电磁体 35a、35b 和 35c。

[0107] 根据本实施例，电磁体 35a、35b 和 35c 被设置成三个相应轴线彼此正交的磁体，如图 1 所示。这里，每个电磁体沿其轴线产生磁场。

[0108] 本实施例使得操作者可以操作作为图 4A 中示出的操作输入装置 8 的组件的方向输入装置 8a, 以产生对磁场的方向进行控制的指令信号。此外, 本实施例使得操作者可以操作速度输入装置 8b, 以产生对旋转磁场的旋转频率进行控制的指令信号。此外, 本实施例使得操作者可以操作功能按钮 8c 以产生偏心旋转磁场。

[0109] 具体地说, 操作输入装置 8 例如包括: 由从操作盒的上表面向上伸出的操纵杆 Sa 构成的方向输入装置 8a, 由操纵杆 Sb 构成的速度输入装置 8b; 以及由两个按钮 Ta 和 Tb 构成的功能按钮 8c。

[0110] 现在, 考虑在如图 5A 所示的特定正交坐标系内的旋转磁场的旋转平面的法向矢量 N。在这种情况下, 法向矢量 N 的方向与囊 3 的推进方向匹配。可以通过操纵杆 Sa 的倾斜操作来控制该推进方向。

[0111] 具体地说, 如图 5B 所示, 本实施例使得操作者可以向前、向后、向左或向右倾斜操纵杆 Sa, 从而向前、向后、向左或向右改变推进方向。在这种情况下, 操纵杆 Sa 的倾斜程度对应于转向角度的变化率。注意, 本实施例当然还使得操作者可以将操纵杆倾斜到中间方向 (例如, 左下方向或右上方向), 从而使推进方向变化为相对应的中间方向。

[0112] 此外, 本实施例使得操作者可以向前 / 向后倾斜操纵杆 Sb, 从而将旋转方向设置成向前方向 / 向后方向, 如图 5C 所示。在这种情况下, 通过调节倾斜角度来控制旋转频率。

[0113] 此外, 本实施例使得操作者可以操作按钮 Ta 来产生请求开始产生偏心磁场的指令信号, 从而产生具有偏心路径的旋转磁场 (即, 产生偏心轴线从给定方向偏移一偏心角的旋转磁场, 从而该旋转磁场的方向沿着相对应的锥形面变化)。偏心旋转磁场使包括在囊 3 内的磁体 16 开始所谓的微动 (jiggling) 或进动 (precession) (即, 磁体 16 绕微动轴旋转, 如同旋转陀螺 (top) 一样)。

[0114] 这就是说, 按钮 Ta 具有用于产生开始微动的指令信号的功能。另一方面, 按钮 Tb 具有产生用于产生停止微动的指令信号的功能。注意, 设置电路 29 具有这样的功能: 使得操作者可以预先设置磁场的大小以及微动角度 (以下将描述的角度 “ ϕ ”) 和微动频率。

[0115] 此外, 可以如图 4B 所示对图 4A 所示的操作输入装置 8 进行修改, 其包括: 控制杆 La, 其可倾斜地设置在操纵杆 Sc 的顶部并使得操作者可以通过调节倾斜量来改变旋转磁场的旋转频率, 从而使得操作者能改变囊 3 的旋转速度; 按钮 Tc, 其使得操作者可以通过 ON/OFF 动作来选择旋转磁场的旋转方向; 以及功能按钮 Td, 其使得操作者可以切换到偏心旋转磁场 (通过包括单个功能按钮 Td 的设置, 该单个功能按钮 Td 具有用于从 “OFF” 到 “ON” 的切换动作以及从 “ON” 到 “OFF” 的切换动作的切换功能)。

[0116] 这样的设置使得可以单手操作, 从而与图 4A 所示的需要双手操作的设置相比, 提高了使用的容易性。

[0117] 此外, 可以将图 4A 所示的操作输入装置 8 修改为还包括如 4C 所示的脚踏开关 F, 而不是控制杆 Sb, 该脚踏开关 F 使得操作者可以通过调节施加到脚踏开关 F 上的压力量来控制旋转频率。

[0118] 图 6A 至图 6C 为用来描述采用图 4B 所示的操纵杆 Sc 的设置的操作和功能的图。图 6A 示出了具有与图 4B 所示相同结构的结构示例, 只是不包括功能按钮 Td。图 6B 表示用于通过操纵杆 Sc 的倾斜操作来控制推进方向的功能。图 6C 为用于描述控制囊 3 的推进方向等的实际操作的图。

[0119] 本实施例使得操作者可以执行图 6A 所示的操纵杆 Sc 的倾斜操作,从而控制所产生的旋转磁场的方向。这样,本实施例具有如图 6B 所示的控制囊 3 的推进方向的功能。也就是说,本实施例具有控制所产生的旋转磁场的方向从而沿通过如图 6B(或图 5B)所示的操纵杆 Sc 的倾斜操作而确定的方向推进囊 3 的功能。

[0120] 此外,本实施例使得操作者可以通过调节控制杆 La 的倾斜量来控制旋转频率。此外,本实施例使得操作者可以切换推进方向。具体地说,在将按钮 Tc 按压到 OFF 状态时,旋转磁场的方向被切换,从而沿向前方向推进囊 3。另一方面,在将按钮 Tc 按压到 ON 状态时,旋转磁场的方向被切换(至相反方向),从而沿向后方向推进囊 3。

[0121] 为了如图 6B 所示实现对推进方向的平稳控制,需要始终检测囊 3 的状态或旋转磁场的状态。根据本实施例,存储电路 28 始终存储旋转磁场的状态(具体地说,旋转磁场的方向和磁场的方向)。

[0122] 具体地说,从用作图 2 所示的第一操作输入装置的操作输入装置 8 输出的操作指令信号被输入到磁场控制电路 27。磁场控制电路 27 向磁场产生控制装置 5 输出指令信号,以根据所述指令信号产生旋转磁场,并在存储电路 28 中存储与旋转磁场的方向和磁场的方向相关的信息。

[0123] 这样,存储电路 28 始终存储与旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场的方向和磁场的方向相关的信息。这里,旋转磁场是通过产生以周期性的方式变化的磁场而形成的。

[0124] 注意,本发明不限于其中存储电路 28 存储与从磁场控制电路 27 接收到的用于控制旋转磁场的方向和磁场的方向的控制信号相对应的信息的这种设置。也可以是这样的设置:其中磁场产生控制装置 5 向磁场控制电路 27 发送信息,并且存储电路 28 存储这样接收到的信息,该信息根据从磁场控制电路 27 输出到磁场产生控制装置 5 的控制信号通过 AC 电流产生/控制单元 33 和驱动器单元 34 来确定从旋转磁场产生装置 4 输出的旋转磁场的实际方向和磁场的实际方向。

[0125] 此外,本实施例具有这样的功能:在开始施加旋转磁场、停止施加旋转磁场和改变旋转磁场的方向(即,改变囊的推进方向)的情况下,连续地控制旋转磁场的变化。这使得能够平稳地向囊 3 施加力,而不是快速施加。

[0126] 这种控制确保了囊 3 即使在开始施加旋转磁场、和停止施加旋转磁场的时候也能平稳运动。

[0127] 根据本实施例,当利用旋转磁场引导用作医疗装置主体单元的囊 3 时,将与确定囊 3 的当前推进方向的旋转磁场的状态相关的信息存储在存储电路 28 中。此外,在改变推进方向的情况下,旋转磁场被控制为参照存储在存储电路 28 中的当前信息而连续地变化,从而沿着下一方向推进囊 3。这种控制使得能够在保持医疗装置主体单元的平稳运动的同时进行对医疗装置主体单元的引导操作。

[0128] 此外,存储电路 28 可以按照与时间相关联的形式存储与旋转磁场相关的信息。如在以下实施例中描述的那样,这种设置能够根据对与在检测图像采集的时间点之前的在先(以前)的旋转磁场相关信息的需求,来提供与旋转磁场相关的高精度信息。

[0129] 根据本实施例,囊 3 通过其旋转驱动而在体腔内推进。因此,囊 3 采集的原始图像是旋转图像。根据本实施例,要对所述旋转图像进行图像旋转处理,即,对图像进行校正以对应于预定的旋转角度,从而产生取向一致的与在没有旋转的情况下采集(即,始终以一

致的旋转角度采集)的图像相对应的图像。然后将经校正的图像显示在显示装置 7 上。

[0130] 根据本实施例,作为对象身体外部的设备的组件的图像获取电路 26 发送用于指示囊 3 采集图像的图像采集请求信号。囊 3 根据该图像采集请求信号而采集图像。

[0131] 此外,在发送图像采集请求信号时,图像获取电路 26 将图像采集(请求)发送定时信号发送到图像采集定时检测电路 30。图像采集定时检测电路 30 检测作为图像采集定时的定时信号。

[0132] 图像采集定时检测电路 30- 接收到该定时信号就立即向磁场控制电路 27 发送旋转角度信息输出请求信号,以输出旋转角度信息,该旋转角度信息确定了囊 3 由于在该时间点的旋转磁场而导致的旋转。磁场控制电路 27 根据旋转角度信息输出请求信号而输出旋转角度信息。

[0133] 如上所述,囊 3 包括磁体 16,该磁体 16 的磁轴方向与图像采集装置 14 的预定方向匹配。通过这种设置,磁体 16 的磁轴方向跟随着磁场的方向。这使得能够确定囊 3 的图像采集装置 14 的图像采集方向,即,所采集的图像的方向。此外,这还使得能够确定所采集图像的旋转角度,该旋转角度代表所述图像相对于预定基准角度的旋转程度。

[0134] 旋转角度获取电路 31 获取从磁场控制电路 27 输出的与旋转角度(通过由旋转磁场产生装置 4 产生的旋转磁场使囊 3 旋转)相关的信息,即,旋转角度信息。旋转角度获取电路 31 保存这样获取的旋转角度信息。当图像获取电路 26 接收到图像数据时,旋转角度获取电路 31 将该旋转角度信息发送到图像获取电路 26(通过图像采集定时检测电路 30 或直接发送)。

[0135] 然后,图像获取电路 26 通过根据旋转角度信息确定的旋转角度而对所接收的图像数据进行图像旋转处理,从而获取(产生)经旋转校正的图像。该经旋转校正的图像被显示在显示装置 7 上。这样,显示装置 7 始终显示没有旋转(具有相同的预定旋转角度)的图像。这使得使用者能在无需考虑图像的旋转的情况下观察图像,如同观察囊 3 在没有旋转的情况下采集的图像一样(这便于观察)。

[0136] 以下对具有这种结构的本实施例的操作进行描述。

[0137] 首先,将对根据本实施例的示意性操作进行描述。对象吞下用于检查体腔的囊 3。当被插入到体腔内的囊 3 通过诸如食道等的体腔时,与从处理装置 6 发送的图像采集请求信号同步地通过图像采集装置 14 进行图像采集,并通过照明装置 15 进行照明。通过信号处理电路 20 对由图像采集装置 14 采集的图像进行图像压缩,随后通过无线通信电路 22 以无线的方式将被压缩的图像数据发送到对象体外的处理装置 6。

[0138] 处理装置 6 通过无线通信电路 25 接收图像数据,并且经解调的图像数据被发送到图像获取电路 26。图像获取电路 26 执行图像数据的解压处理、图像旋转处理和插补(interpolation)处理,并将图像数据存储在其内的图像存储装置(例如存储器或硬盘)内,从而产生已经进行了这种处理的图像。

[0139] 显示装置 7 接收这样进行了处理的图像,从而显示囊 3 依次采集的具有固定旋转角度(基准旋转角度)的图像。

[0140] 接着,将参照图 7 对从囊 3 采集图像的阶段一直到显示进行了旋转校正的采集图像的阶段的操作进行详细描述。注意,在图 7 中,向下的方向表示所经过的时间。在诸如图 9、11、13、15 等的其他时序图中也是如此。

[0141] 如图 7 所示,处理装置 6 的图像获取电路 26 与预定的图像采集周期同步地通过无线通信电路 25 将图像采集请求信号发送到囊 3,并同时定时信号发送到图像采集定时检测电路 30。

[0142] 在囊 3 中,囊控制电路 23 通过无线通信电路 22 获取图像采集请求信号。然后,囊控制电路 23 的图像采集定时控制器根据图像采集请求信号指示照明装置 15 执行照明,并向图像采集装置 14 施加驱动信号,从而输出表示被照明装置 15 照明的部分的所采集的图像信号。

[0143] 通过信号处理电路 20 对所采集的图像信号进行信号处理。此外,对图像信号进行 A/D 转换,随后对图像数据进行图像压缩。然后,将压缩图像数据存储在存储器 21 内。通过无线通信电路 22 对存储在存储器 21 内的压缩图像数据进行调制,并以无线的方式发送调制图像数据。图像获取电路 26 通过对象体外的处理装置 6 的无线通信电路 25 解调并获取(接收)所发送的图像数据。

[0144] 另一方面,图像采集定时检测电路 30 检测作为图像采集定时的定时信号。当接收到该定时信号时,图像采集定时检测电路 30 立即将旋转角度信息输出请求信号发送到磁场控制电路 27,以获取与该时间点的旋转磁场相关的信息。磁场控制电路 27 将与旋转磁针对上述信号的输入时刻的旋转角度相关的信息输出到旋转角度获取电路 31。

[0145] 注意,图 7 示出了这样的设置,该设置考虑了从发出图像采集请求信号到图像采集装置 14 执行实际的图像采集所经过的延迟时间。这就是说,图 7 示出了这样的设置,其中磁场控制电路 27 输出在与从输入旋转角度输出请求信号所经过的延迟时间对应的时间段之后获取的旋转角度相关信息。这样,从磁场控制电路 27 输出针对图像采集周期的中间时刻(如图 7 中的虚线所示)的旋转角度信息。

[0146] 注意,本发明不限于其中磁场控制电路 27 对从发送图像采集请求信号到实际图像采集所经过的这种延迟时间进行补偿的设置。此外,可以作出这样的设置:其中图像采集定时检测电路 30 在从发送图像采集请求经过了上述延迟时间之后向磁场控制电路 27 发送旋转角度信息输出请求信号。

[0147] 此外,在从图像采集请求到实际的图像采集的时间周期较短的情况下,可以作出其中不考虑上述延迟时间而输出旋转角度信息的设置。

[0148] 旋转角度获取电路 31 保存从磁场控制电路 27 输出的旋转角度信息,并且例如在通过图像获取电路 26 获取从囊 3 发送的图像数据完成时,将该旋转角度信息输出到图像获取电路 26。

[0149] 上述图像获取电路 26 对这样获取的压缩图像数据进行解压缩处理。随后,图像获取电路 26 执行图像旋转处理,并在适当时进行旋转校正图像所涉及的插补处理,从而产生要显示在显示装置 7 上的图像,在该图像旋转处理中,通过旋转图像采集装置获取的图像被校正为根据基准旋转角度取向的图像。然后,图像获取电路 26 向显示装置 7 输出这样产生的图像。

[0150] 显示装置 7 显示从图像获取电路 26 输出的图像,即,由图像采集装置 14 采集的呈旋转校正图像形式的图像,在该旋转校正图像中,已经校正了由于旋转而产生的不利影响。例如,显示装置 7 显示以图像采集装置 14 的向上方向为这样显示的图像的向上方向的图像,从而便于观察。

[0151] 在预定的时间段之后,图像获取电路 26 向囊 3 发送图像采集请求信号,并且还同时将定时信号发送到图像采集定时检测电路 30。重复以上处理。

[0152] 图 8 为表示图 7 所示的处理的流程图。

[0153] 在步骤 S1 中,图像获取电路 26 通过无线通信电路 25 向囊 3 发送图像采集请求信号,并向图像采集定时检测电路 30 输出定时信号。图像采集定时检测电路 30 检测该定时信号作为图像采集定时。

[0154] 如步骤 S2 所示,在接收到图像采集请求信号时,囊 3 指示照明装置 15 进行照明,并利用图像采集装置 14 进行图像采集处理。此外,在检测到定时信号时,图像采集定时检测电路 30 向磁场控制电路 27 发送旋转角度信息输出请求信号。旋转角度获取电路 31 在信号发送时(或者在一时间段之后的时刻,该时间段对应于从图像采集请求直到实际图像采集所经过的延迟时间)获取旋转角度信息。

[0155] 如步骤 S3 所示,囊 3 发送在图像采集处理中采集的图像数据。图像获取电路 26 获取这样发送的图像数据。

[0156] 然后,如步骤 S4 所示,图像获取电路 26 接收从旋转角度获取电路 31 发送的旋转角度信息,并对所获取的图像数据进行压缩图像数据的解压缩处理、图像旋转处理以及插补处理。经这样处理的图像数据被输出到显示装置 7。

[0157] 如步骤 S5 所示,显示装置 7 显示从图像获取电路 26 输入的图像,从而显示没有旋转的经旋转校正的图像。

[0158] 然后,如步骤 S6 所示,图像获取电路 26 确定是否经过了预定的时间段(参照图像采集定时检测电路 30 的计时器的输出)。在预定时间段之后,流程返回到步骤 S1,在该步骤 S1 中,图像采集请求信号被发送到囊 3,并同时发送定时信号到图像采集定时检测电路 30。重复以上处理。

[0159] 这样,图像获取电路 26 利用针对图像采集时间点或图像采集定时的高精度旋转角度信息对图像采集装置 14 在实际图像采集中采集的图像进行图像旋转处理,即使图像旋转合适的旋转角度。然后,显示装置 7 显示具有一致的预定旋转角度的各个图像。

[0160] 这样,通过本实施例,在通过旋转图像采集装置 14 采集图像时,检测图像采集装置 14 进行实际图像采集的时间点,并针对这样检测到的时刻来检测与旋转磁场相关的旋转角度信息。这使得显示装置 7 能够通过简单的结构来显示没有旋转的高精度旋转校正图像。

[0161] 这使得观察者可以观察以一致的预定旋转角度取向的图像,而无需考虑旋转。这便于观察,而且便于诸如改变推进方向等的操作,这是因为图像是以一致的旋转角度来显示的。

[0162] 此外,本实施例具有这样的功能:即使在涉及由囊 3 执行的图像压缩的情况下,也可以检测图像采集的时间点,而不受图像压缩所需时间的影响。与其中基于针对接收图像的时间点的信息来对图像进行旋转校正的传统设置相比,这使得能够进行基于图像采集时间点的高精度旋转校正。

[0163] 此外,根据本实施例,通过以无线的方式从位于对象体外的处理装置 6 发送信号来对图像采集定时进行控制,因此使得可以对诸如采集期望部位的期望数量的图像等进行控制。

[0164] 接着,将参照图 9 示出的时序图来描述本实施例的变型例。本变型例总体上具有与图 1 和图 2 所示相同的硬件结构。区别在于在将图像采集请求发送到囊 3 时,图像获取电路 26 直接将旋转角度信息请求信号发送到磁场控制电路 27,并且通过旋转角度获取电路 31 保存在该时刻(或者在从图像采集请求至实际图像采集所经过的延迟时间之后的时刻)从磁场控制电路 27 输出的旋转角度信息。

[0165] 此外,根据本变型例,图像获取电路 26 将旋转角度信息请求信号发送到旋转角度获取电路 31,以请求在接收从囊 3 发送的图像数据完成时的旋转角度信息,并接收旋转角度获取电路 31 所保存的旋转角度信息。

[0166] 然后,图像获取电路 26 在即将开始对压缩图像数据的解压缩处理等之前将图像采集请求发送到囊 3,并且将旋转角度信息输出请求信号发送到磁场控制电路 27。

[0167] 这就是说,根据实施例 1,图像获取电路 26 在完成对压缩图像数据的解压缩处理等之后将图像采集请求发送到囊 3。另一方面,根据本变型例,图像获取电路 26 在即将开始对压缩图像数据的解压缩处理等之前将图像采集请求发送到囊 3。

[0168] 这使得囊 3 能够与图像获取电路 26 执行对压缩图像数据的解压缩处理等并行地进行图像采集和信号处理。这与实施例 1 相比,减少了图像采集的周期时间。

[0169] 本变型例使得能够在较短的周期时间内进行图像采集。换言之,本变型例提高了图像采集的帧速率,并减少了显示这样采集的旋转校正图像的周期时间,从而显示近似于运动图像效果的图像。注意,除了上述优点之外,本变型例还具有与实施例 1 相同的优点。

[0170] 注意,根据本实施例(包括该变型例)和以下的实施例,处理装置 6 内的图像采集定时检测电路 30 和旋转角度获取电路 31 可以由具有相同功能的单个单元代替。

[0171] (实施例 2)

[0172] 接着,将参照图 10 和图 11 描述根据本发明的实施例 2。图 10 示出了根据本发明的实施例 2 的囊状医疗系统 1B 的结构。

[0173] 该囊状医疗系统 1B 包括:囊 3B;磁场产生设备 9;处理装置 6B;显示装置 7;以及操作输入装置 8。

[0174] 除了其中由图像采集装置 14 采集的所采集图像信号是以由无线通信电路 22 调制的模拟信号的形式进行发送的结构之外,囊 3B 总体上具有与图 2 所示的囊 3 相同的结构。这就是说,除了不包括用于 A/D 转换、图像数据压缩等的信号处理电路 20 和存储器 21 之外,囊 3B 总体上具有与图 2 所示的相同的结构。

[0175] 此外,囊控制电路 23 包括用于控制照明装置 15 和图像采集装置 14 的计时器 23a,从而使得囊 3B 能够以预定的周期进行图像采集。这就是说,囊控制电路 23 具有这样的功能:用作用于控制图像采集装置 14 的图像采集定时的图像采集控制器。

[0176] 此外,根据本实施例,囊 3B 仅具有用于通过无线通信电路 22 来发送所采集图像的功能,而不具有接收任何信号的功能。

[0177] 另一方面,处理装置 6B 接收从囊 3B 发送的图像。在这种情况下,处理装置 6B 产生定时信号,该定时信号采用图像数据的第一部分已经被接收的时间点作为图像采集的时间点。处理装置 6B 根据定时信号从磁场控制电路 27 获取旋转角度信息。然后,处理装置 6B 执行用于接收图像的图像旋转处理和插补处理。这就是说,处理装置 6B 对从囊 3B 接收到的图像进行旋转校正,并将旋转校正图像输出到显示装置 7。

[0178] 注意,处理装置 6B 检测图像采集时间点作为处理装置 6B 已经接收到以无线的方式发送的图像的时间点。因此,为了提高对图像采集的时间点的检测精度,可作出这样的设置:其中处理装置 6B 指示磁场控制电路 27 输出针对无线通信之前与延迟时间相对应的的时间点的旋转角度信息。

[0179] 其它组件与图 2 所示的那些相同。接着,将参照图 11 中示出的时序图来描述本实施例的操作。

[0180] 根据本实施例,囊 3 以恒定的周期进行图像采集。然后,通过无线通信电路 22 对由图像采集装置 14 采集的图像进行高频调制。以无线的方式依次发送经调制的图像。使用处理装置 6B,通过无线通信电路 25 对所发送的图像进行解调,并且将经解调的图像依次发送到图像获取电路 26。图像获取电路 26 通过无线通信电路 25 接收图像(输入至图像获取电路 26)。在检测到这样接收的图像的第一部分时,图像获取电路 26 向图像采集定时检测电路 30 发送定时信号。通过其中检测图像的第一部分的设置,可以向图像的第一部分添加标记,从而便于检测图像的第一部分。此外,可以作出这样的设置:其中通过利用比较器等输入信号和预定阈值之间的比较来检测该第一部分,而不涉及这种标记。

[0181] 当接收到定时信号时,图像采集定时检测电路 30 立即检测到该定时信号作为图像采集定时,并向磁场控制电路 27 发送旋转角度信息输出请求信号。磁场控制电路 27 输出与信号输入时间点相关的旋转角度信息,并且旋转角度获取电路 31 获取该旋转角度信息。

[0182] 另一方面,当检测到图像接收结束时,图像获取电路 26 立即将旋转角度信息请求信号发送到旋转角度获取电路 31,以请求(由旋转角度获取电路 31)这样保存的旋转角度信息,从而获取旋转角度信息。通过其中检测图像接收的结束的设置,可以通过与以上所述相同的方式将标记添加到图像数据的尾部。

[0183] 当获取了旋转角度信息时,图像获取电路 26 执行图像旋转处理和插补处理,从而产生可以显示在显示装置 7 上的视频信号。这样产生的视频信号被输入至显示装置 7。这样,显示装置 7 显示经旋转校正的图像。

[0184] 在由图像获取电路 26 产生视频信号结束之后,囊 3 进行下一个图像采集操作。然后,重复上述处理。

[0185] 根据本实施例,囊 3 在没有外部电路的控制的情况下在通过体腔时进行图像采集。另一方面,对象体外的处理装置 6B 接收从囊 3B 发送的图像。此时,以检测到所接收图像的第一部分的时间点作为图像采集的时间点,从磁场控制电路 27 获取旋转角度信息。然后,基于这样获取的旋转角度信息来进行图像旋转处理。这使得能够通过简单结构来显示没有旋转的图像。

[0186] 此外,为了解决从检测所接收图像的第一部分的时间点直到实际图像采集的时间点所经过的延迟时间的问题,可作出这样的设置:获取针对在检测时间之前上述延迟时间的时间点的旋转角度信息,从而使得能够显示经高精度旋转校正的图像。

[0187] (实施例 3)

[0188] 接着,将参照图 12 和图 13 描述根据本发明的实施例 3。图 12 示出了根据本发明的实施例 3 的囊状医疗系统 1C 的结构。

[0189] 尽管根据本实施例的囊 3C 仅具有通过与图 10 所示的囊 3B 相同的方式发送所采集图像的功能,但是囊 3C 包括信号处理电路 20 和存储器 21,并且通过与实施例 1 相同的方

式发送压缩图像数据。

[0190] 此外,根据本实施例,在发送压缩图像数据之后的预定时间段之后,开始下一图像采集。这就是说,囊 3C 与处理装置 6C 对压缩图像数据进行解压缩等的操作并行地执行下一图像采集操作。

[0191] 此外,通过与图 10 所示的相同方式,囊控制电路 23 在其内包括计时器 23a。在从开始由图像采集装置 14 执行图像采集直到包括压缩在内的图像处理步骤之后,在从图像采集装置 14 已经进行了图像采集的时刻开始预定时间段 t_0 之后发送图像。

[0192] 这就是说,即使在图像压缩所需的时间段发生变化的情况下,图像也总是在从图像采集装置 14 已经开始进行图像采集的时间点、或者从图像采集时间的中点开始预定时间段 t_0 之后被发送。

[0193] 另一方面,通过用于接收这样发送的图像的处理装置 6C,在检测到所发送图像的第一部分时,图像获取电路 26 将旋转角度信息输出请求信号发送到磁场控制电路 27。在这种情况下,图像获取电路 26 将旋转角度信息输出请求信号发送到磁场控制电路 27,以输出针对在发送该请求信号之前预定时间段 t_0 的时间点的旋转角度信息。

[0194] 磁场控制电路 27 从存储电路 28 读出针对信号接收之前预定时间段 t_0 的时间点的先前旋转角度信息,并输出这样读出的先前旋转角度信息。

[0195] 图像获取电路 26 基于针对发送该请求信号之前预定时间段 t_0 的时间点的旋转角度信息来执行图像旋转处理。为了提供这样的功能,根据本实施例,连接到磁场控制电路 27 的存储电路 28 存储针对从在当前时刻之前预定时间段 t_0 的先前时间点开始的至少一时段的所有时刻的先前旋转角度信息。此外,可以作出这样的设置:其中图像获取电路 26 向存储电路 28 发送旋转角度信息输出请求信号,以输出针对发送该请求信号之前预定时间段 t_0 的时间点的旋转角度信息。

[0196] 其它组件与图 10 所示的那些相同。

[0197] 图 13 为表示本实施例的操作的时序图。如图 13 所示,囊 3C 以大致恒定的周期进行图像采集。通过信号处理电路 20 对这样采集的图像进行 A/D 转换,随后压缩图像数据。然后,通过囊控制电路 23,在从图像采集的时间点预定时间段 t_0 之后从无线通信电路 22 发送图像数据。

[0198] 包括在处理装置 6C 中的图像获取电路 26 通过无线通信电路 25 检测图像数据。在检测到图像数据的第一部分时,图像获取电路 26 针对信号接收之前预定时间段 t_0 的时间点将旋转角度信息输出请求信号发送到磁场控制电路 27。

[0199] 磁场控制电路 27 从存储电路 28 读出针对信号接收预定时间段 t_0 之前的时间点的旋转角度信息,并输出这样读出的旋转角度信息。该旋转角度信息由旋转角度获取电路 31 保存。在接收从囊 3C 发送到图像获取电路 26 的图像数据完成时,图像获取电路 26 参照由旋转角度获取电路 31 保存的旋转角度信息来执行图像旋转处理等。旋转校正后的图像被显示在显示装置 7 上。

[0200] 另一方面,在完成以无线的方式发送图像数据之后预定时间段之后,囊 3C 开始下一次图像采集操作。

[0201] 尽管执行上述操作的本实施例具有其中仅从囊 3C 以无线的方式向处理装置 6C 发送图像数据而不进行双向无线通信的结构,但本实施例具有高精度地检测囊 3C 执行图像

采集的时间点并获取对应的旋转角度信息从而使得能够进行高精度旋转校正的功能。

[0202] 此外,囊 3C 可以与由处理装置 6C 执行的数据解压缩、图像旋转处理等并行地进行下一个图像采集操作,从而使得能够以较短的周期进行图像采集。

[0203] 此外,本实施例具有通过旋转校正来显示与预定旋转角度相对应的图像的功能,从而提高了在观察图像的同时通过调节旋转磁场来推进囊的易用性。

[0204] 在本实施例中已经描述了其中在从图像采集开始预定时间段 t_0 之后以无线的方式发送压缩图像数据的设置。此外,为了解决由于压缩而引起的图像发送定时方面的不规律性的问题,可以作出这样的设置:其中在图像压缩之后立即发送其上已经添加有时间信息的压缩图像数据。

[0205] 通过这种设置,囊控制电路 23 进行控制,从而以添加到图像的第一部分的形式发送与从图像采集装置 14 采集图像的时间点到图像压缩之后开始发送的时间段有关的信息(时间信息)。

[0206] 具体地说,在完成压缩处理后,信号处理电路 20 向囊控制电路 23 发送结束信号。囊控制电路 23 计算从图像采集的时间点到接收到结束信号的时间段,并将与这样计算的时间段相关的时间信息发送到无线通信电路 22。无线通信电路 22 将该时间信息添加到图像数据,并开始输出该图像数据。

[0207] 然后,对象体外的处理装置 6C 读出这样接收到的被添加到图像的第一部分中的时间信息,并将该时间信息添加到旋转角度信息输出请求信号上,而且将包括该时间信息的旋转角度信息输出请求信号发送到磁场控制电路 27。

[0208] 磁场控制电路 27 输出针对在输入旋转角度信息输出请求的时刻之前时间 t (从该时间信息获得)的时间点的旋转角度信息。旋转角度获取电路 31 保存这样输出的旋转角度信息。

[0209] 这样,通过这样的设置,图像获取电路 26 基于旋转角度信息执行压缩图像的图像解压缩处理、图像旋转处理等。

[0210] 图 14 为表示第一变型例的操作的时序图。

[0211] 通过囊 3C,例如,囊控制电路 23 控制照明装置 15 从而以恒定的周期进行照明,并控制图像采集装置 14 进行图像采集。在图像采集的时间点,囊控制电路 23 起动机器 23a,从而开始时间测量。

[0212] 信号处理电路 20 对图像采集装置 14 采集的采集图像信号进行 A/D 转换。此外,压缩该图像数据,并将这样压缩的图像数据存储于存储器 21 中。

[0213] 在完成图像数据压缩之后从无线通信电路 22 发送的时刻,信号处理电路 20 将数据压缩结束通知给囊控制电路 23。囊控制电路 23 利用计时器 23a 获得从图像采集开始的时刻开始的时间段 t ,将与该时间段 t 有关的信息添加到图像数据的第一部分,并发送该图像数据。

[0214] 图像获取电路 26 在接收图像数据时读出添加到图像数据的第一部分的与时间段 t 有关的信息,并指示磁场控制电路 27 输出针对在当前时间之前时间段 t 的时间点的旋转角度信息。

[0215] 在完成这样发送的图像数据的获取时,图像获取电路 26 进行压缩图像数据的解压缩、基于旋转角度信息的图像旋转处理、等等。旋转校正后的图像被显示在显示装置 7

上。

[0216] 另一方面,通过囊 3C,囊控制电路 23 在从先前的图像采集操作开始预定时间段之后执行下一图像采集操作。

[0217] 执行这种操作的本变型例需要以附加信息的形式发送针对图像采集时间点的时间信息。然而,本变型例具有这样的优点:尽管主要由于图像数据的压缩从而在直到完成压缩处理的时间内存在不规则性,也使得能够在完成图像数据的压缩之后立即以无线的方式发送图像数据。

[0218] 这就是说,即使在由于被采集图像的性质而在图像压缩所需时间方面存在不规则性的情况下,本变型例也能以可靠的方式检测图像采集的时刻。这使得可以通过简单的结构高精度显示没有旋转的图像。

[0219] 接着,将描述第二变型例。通过实施例 3,在以无线的方式发送图像数据之后,囊 3C 开始下一图像采集操作,同时处理装置 6C 进行压缩图像的解压缩处理等。此外,可作出这样的设置:其中囊 3C 在处理装置 6C 已经执行图像数据解压缩处理等之后执行下一图像采集操作。

[0220] 图 15 为表示这种设置的操作的时序图。在图 15 中,图 13 所示的囊 3C 的操作被分为:用于进行图像采集的图像采集装置 14 的操作;用于执行 A/D 转换以及图像数据压缩处理的信号处理电路 20 的操作;以及用于以无线的方式发送存储在存储器 21 中的压缩图像数据的无线通信电路 22 的操作。

[0221] 通过图 15 所示的操作,在从图像采集时刻开始预定时间段之后,囊 3C 开始通过无线通信电路 22 对图像数据的无线通信,如图 13 所示。注意,在图 15 中,为了简化说明,图像采集的时间点与图像采集开始的时间点相匹配。

[0222] 图像获取电路 26 接收以无线的方式发送的图像数据。在检测到图像数据的第一部分时,图像获取电路 26 向磁场控制电路 27 发送旋转角度信息输出请求信号,从而指示磁场控制电路 27 输出针对在接收信号之前预定时间段 t_0 的时间点的旋转角度信息。旋转角度获取电路 31 保存这样输出的旋转角度信息。

[0223] 此外,图像获取电路 26 执行压缩图像数据的解压缩、基于该旋转角度信息的图像旋转处理等等。随后,图像数据被输出至显示装置 7,显示装置 7 由此显示旋转校正后的图像。

[0224] 在显示装置 7 上显示图像预定时间段之后,囊 3C 开始下一图像采集处理。

[0225] 接着,将描述第三变型例。根据第二变型例修改的本变型例具有以比实施例 3 的时间间隔短的时间间隔进行图像采集和图像旋转校正,并随后显示旋转校正后的图像的功能。

[0226] 根据本变型例,图像获取电路 26 由两个独立的单元构成:图像数据存储单元 26a,其用于从无线通信电路 25 获取图像数据并将该图像数据存储于存储器等中;以及图像处理单元 26b,其用于对存储在图像数据存储单元 26a 中的图像数据进行解压缩处理、图像旋转处理以及插补处理。

[0227] 通过这样的结构,图像数据存储单元 26a 与由图像处理单元 26b 执行的解压缩处理并行地接收(存储)下一图像数据,从而提高了图像采集的帧速率。注意,图 16 示出了由这些附图标记表示的图像数据存储单元 26a 和图像数据处理单元 26b。

[0228] 图 16 为表示第三变型例的操作的时序图。在图 16 中,图 15 中所示的图像获取电路 26 的操作被分为:包括存储器等的图像数据存储单元 26a 的用于依次存储来自无线通信电路 25 的图像数据的操作;以及图像处理单元 26b 的用于对存储在图像数据存储单元 26a 中的图像数据进行图像解压缩处理、图像旋转处理和插补处理的操作。

[0229] 通过图 16 中所示的操作,在囊 3C 中,当在图像采集装置 14 处的图像采集完成时,该信号处理电路 20 对图像进行 A/D 转换、以及图像数据压缩处理,这样就结束了压缩处理。

[0230] 在这种情况下,在从图像采集的时刻开始预定时间段 t_i 之后,无线通信电路 22 开始以无线的方式发送压缩图像数据的操作,同时图像采集装置 14 开始下一图像采集操作(在囊控制电路 23 的控制之下)。

[0231] 在以无线的方式发送图像数据之后,处理装置 6C 的图像数据存储单元 26a 接收图像数据。在检测到该图像数据的第一部分时,图像数据存储单元 26a 向磁场控制电路 27 发送旋转角度信息输出请求信号,以指示磁场控制电路 27 输出针对在信号接收之前预定时间段 t_0 的时间点的旋转角度信息。旋转角度获取电路 31 保存该旋转角度信息。

[0232] 在接收(存储)整个图像数据之后,图像数据存储单元 26a 发送用于请求旋转角度获取电路 31 将保存在其中的旋转角度信息发送至图像处理单元 26b 的信号。随后,图像处理单元 26b 对存储在图像存储单元 26a 中的图像数据进行解压缩、基于所述旋转角度信息进行图像旋转处理等等。旋转校正后的图像被输出至显示装置 7,从而在显示装置 7 上显示该旋转校正后的图像。

[0233] 通过上述囊 3C,在图像采集操作之后,信号处理电路 20 开始图像的 A/D 转换以及图像数据压缩处理。此外,在从图像采集的时刻开始预定时间段 t_i 之后,图像采集装置 14 进行下一图像采集操作(在囊控制电路 23 的控制之下),同时无线通信电路 22 开始以无线的方式发送压缩图像数据。

[0234] 执行这种操作的本变型例使得能够以比实施例 3 短的时间间隔进行图像采集和对这样采集的图像进行旋转校正。这使得可以显示与图像采集装置 14 在没有旋转的情况下采集的那些图像等同的图像,从而便于观察。

[0235] 注意,上述系统更适合应用于这样的情况:其中在囊 3C 中的图像采集时间和处理时间的总和大于将数据发送到图像获取电路 26 所需的时间。

[0236] (实施例 4)

[0237] 接着,将参照图 17 描述根据本发明的实施例 4。图 17 示出了根据本发明实施例 4 的囊状医疗系统 1D 的结构。

[0238] 根据本实施例的囊状医疗系统 1D 包括结构与根据图 2 所示的实施例 1 的囊状医疗系统 1 中所包括的囊 3 的结构大致相同的囊 3D,只不过还包括:振荡器 41;以及线圈 42,用于利用来自该振荡器 41 的输出信号在该线圈 42 周围产生 AC 磁场。

[0239] 另一方面,设置在囊 3D 外部的组件包括:方向/位置检测装置 43,其用于利用由线圈 42 产生的 A/C 磁场来检测囊 3D 沿其纵向方向的方向和位置;磁极传感器 44,其用于检测包括在囊 3D 中的磁体 16 的方向;以及(磁体)方向检测装置 45,其用于基于所述磁极传感器 44 的输出来检测磁体的方向。

[0240] 囊 3D 具有与图 3A 示出的囊 3 的结构大致相同的结构,只不过其中在外部容器 11 的后端附近还包括沿着预定方向的线圈 42。具体地说,囊 3D 在其中容纳有以螺线管形式缠

绕的线圈 42, 该螺线管的方向例如与囊 3D 的纵向方向相匹配。

[0241] 上述方向 / 位置检测装置 43 例如包括用于检测 AC 磁场的多个传感器线圈, 从而基于所述传感器线圈检测到的信号来检测线圈 42 的方向和位置。另一方面, 磁极传感器 44 包括多个磁极传感器, 并基于所述多个磁极传感器的输出信号来检测磁体 16 的磁方向。此外, 这样的结构使得可以基于包括在囊 3D 内的线圈 42 和磁体 16 的位置对囊 3D 沿纵向方向的方向进行检测, 例如前向方向等。

[0242] 此外, 可以作出这样的设置: 采用天线而不是线圈 42。通过这样的设置, 通过方向 / 位置检测装置 43 接收从天线发送的无线电波, 以检测囊 3D 沿其纵向方向的方向和位置。

[0243] 方向 / 位置检测装置 43 检测到的信息以及方向检测装置 45 检测到的信息被输入到处理装置 6D 的磁场控制电路 27。

[0244] 尽管处理装置 6D 具有与图 2 示出的处理装置 6 相同的结构, 但磁场控制电路 27 的部分操作有所不同。

[0245] 在使用者对操作输入装置 8 进行操作时, 磁场控制电路 27 基于通过存储在存储电路 28 内的信息检测的信息以及由方向 / 位置检测装置 43 和方向检测装置 45 检测的信息, 在合适的范围内产生旋转磁场或者控制这样产生的旋转磁场的方向等。

[0246] 具体地说, 假设使用者例如操作该操作输入装置 8 来改变旋转磁场的方向。基于由方向 / 位置检测装置 43 和方向检测装置 45 检测到的信息, 磁场控制电路 27 确定旋转磁场方向相对于囊 3D 的磁体 16 的当前方向的变化是否在考虑了施加在磁体 16 上的力矩等的合适范围内。

[0247] 在旋转磁场方向的变化处于合适范围内的情况下, 根据操作输入来改变旋转磁场的方向。另一方面, 在旋转磁场方向的变化偏离所述合适范围的情况下, 相对于时间对操作输入进行抑制 (即, 相对于时间减小变化速率) 以使其在合适范围之内。

[0248] 这在考虑了囊 3D 的响应的情况下在合适范围内控制了通过来自操作输入装置 8 的操作输入请求的旋转磁场的方向、其频率的变化等等, 从而使得可以通过囊 3D 的旋转而平稳地控制推进操作。

[0249] 除了上述优点之外, 本实施例具有与实施例 1 相同的优点。

[0250] 注意, 尽管已经对其中将本实施例应用于图 2 所示的实施例 1 的设置进行了描述, 但显然本实施例可以应用于实施例 1 的变型例、实施例 2 以及实施例 3。这种设置还通过如上所述将操作输入装置 8 的操作输入抑制在合适的范围内而具有对囊进行平稳推进动作等的优点。

[0251] (实施例 5)

[0252] 接着, 将参照图 18 至图 19B 描述根据本发明的实施例。图 18 示出了根据本发明实施例 5 的医疗系统 1E。尽管在以上实施例中已经对通过控制旋转磁场而使得可以对囊 3 的旋转速度等进行改变的设置进行了描述, 但是通过本实施例, 如下所述, 利用旋转驱动装置 (不涉及旋转磁场) 来驱动囊, 从而使其旋转。

[0253] 如图 18 所示, 医疗系统 1E 包括: 医疗装置 3E, 其具有其中在柔性管 52 的远端设置有囊状单元 51 的结构; 马达 53, 其用于驱动医疗装置 3E 以使其旋转; 操作输入装置 54, 其使得可以改变马达 53 的旋转速度等; 处理装置 6E, 其用于根据来自操作输入装置 54 的操作输入来控制马达 53 的旋转, 并对由包括在医疗装置 3E 内的图像采集装置 14 采集的信

号进行信号处理；以及显示装置 7，其用于显示由图像采集装置 14 采集的图像。

[0254] 如图 19A 和图 19B 所示，医疗装置 3E 具有与图 3A 和图 3B 中所示的囊 3 大致相同的结构，除了其中柔性管 52 的远端连接到具有囊状外部容器 11 的囊状单元 51 的后端的结构之外。在这种结构中，柔性管 52 的远端被设置成其轴线与囊状单元 51 的中心轴线 C 相匹配。这样，图 19B 示出的其正视图示出了与图 3B 所示的大致相同的结构。注意，本实施例没有使用旋转磁场，而是采用马达 53 来使医疗装置 3E 旋转。因此，在囊状单元 51 内不包括磁体 16。

[0255] 此外，根据本实施例，以与设置到囊状单元 51 的外表面上的螺旋突起 12 的间距相同的间距将螺旋突起 55 设置在柔性管 52 的外表面上。螺旋突起 12 和 55 的组合用作推进力产生结构，该推进力产生结构具有比仅包括螺旋突起 12 的设置产生的更大推进力的功能。

[0256] 囊状单元 51 中容纳有照明装置 15、图像采集装置 14 等，如图 18 所示。注意，囊状单元 51 容纳有与图 2 所示的容纳在囊 3 内的组件相同的组件，除了磁体 16 和无线通信电路 22 之外。尽管囊状单元 51 容纳有电池 24，但可作出这样的设置：其中从囊状单元 51 外部的处理装置 6E 供应电能。

[0257] 此外，容纳在囊状单元 51 内的存储器 21 以及囊控制电路 23 连接到被插入到柔性管 52 内的信号线 56 的一端。信号线 56 的另一端连接到设置在连接器 57 的外表面的触点上，该连接器 57 设置在柔性管 52 的后端（基部）。

[0258] 连接器 57 的触点连接到马达 53 的旋转轴。注意，滑动环 58 设置在该旋转轴的外部部分，并且使用连接器 57 作为转子。连接到设置在滑动环 58 的内表面上的定子侧触点的信号线被连接到处理装置 6E 的图像获取电路 26。

[0259] 图像获取电路 26 通过与实施例 1 相同的方式向囊控制电路 23 发送图像采集请求信号，并接收已经通过图像采集装置 14 采集到并已经通过信号处理电路 20 进行了图像处理的图像数据。

[0260] 尽管已经在实施例 1 中对其中通过无线通信电路 22 等以无线的方式交换信号 的设置进行了描述，但是根据本实施例，信号是通过信号线 56 进行交换的。

[0261] 此外，处理装置 6E 包括用于控制马达 53 的旋转速度的马达控制电路 59，而不是图 2 中的处理装置 6 中的磁场控制电路 27。马达控制电路 59 控制马达 53，这使得可以根据通过操作输入装置 54 的操作输入来改变马达 53 的旋转速度。

[0262] 注意，以与实施例 1 相同的方式，操作输入装置 54 包括速度输入装置 8b 和功能按钮 8c，但不包括方向输入装置 8a。

[0263] 除了上述结构之外，本实施例具有与实施例 1 相同的结构。

[0264] 已经在实施例 1 中对这样的设置进行了描述：其中在检测到图像采集的时间点时，处理装置 6 从磁场控制电路 27 获取与旋转磁场相关的旋转角度信息，并对囊 3 所获取的图像数据进行图像旋转处理以使图像旋转，从而将图像校正为与预定旋转角度相对应。根据本实施例，在检测到图像采集的时间点时，处理装置 6E 从马达控制电路 59 获取与马达 53 相关的旋转角度信息，并对囊状单元 51 所获取的图像数据进行图像旋转处理以使图像旋转，从而将图像校正为与预定旋转角度相对应。

[0265] 根据本实施例的旋转校正操作与根据图 7 中的时序图所示的实施例 1 的操作大致

相同,其中磁场控制电路 27 由马达控制电路 59 代替。

[0266] 本实施例还具有这样的功能:即使在以与实施例 1 相同的方式驱动囊状单元 51 并使其旋转的情况下,也能显示与预定旋转角度相对应的图像的功能。

[0267] 图 20 示出了根据一变型例的医疗系统 1F 的结构。该医疗系统 1F 具有与图 18 所示的医疗系统 1E 相同的结构,只不过采用了不包括信号处理电路 20 和存储器 21 的囊状单元 51B,而在囊状单元 51 中包括信号处理电路 20 和存储器 21。

[0268] 这就是说,根据本变型例,图像获取电路 26 通过信号线 56 来获取由图像采集装置 14 采集的图像。其它结构与图 18 示出的结构相同。

[0269] 本变型例以比实施例 5 低的成本提供了与实施例 5 大致相同的优点。

[0270] 在本变型例中已经对其中图像获取电路 26 向囊控制电路 23 发送图像采集请求信号的设置进行了描述。而且可作出这样的设置:其中囊状单元 51 以预定的定时间隔等进行图像采集,并且此时,囊控制电路 23 向图像获取电路 26 或图像采集定时检测电路 30 发送信号,以检测图像采集的时间点。

[0271] (实施例 6)

[0272] 接着,将参照图 21 至图 23 来描述根据本发明的实施例 6。图 21 示出的根据实施例 6 的囊状医疗系统 1G 与根据实施例 1 的囊 3 之间的区别在于囊 3G 包括多个图像采集装置。注意,以相同的附图标记表示与根据实施例 1 的囊状医疗系统 1 相同的组件,并省略对它们的描述。

[0273] 图 21 表示根据本实施例的囊状医疗系统 1G 的组件的内部结构。图 22A 示出了囊 3G 的侧视图。图 22B 示出了囊 3G 的正视图。图 23 示出了根据本实施例的显示由囊 3G 采集的图像的显示装置 7a。

[0274] 如图 21 所示,本实施例的囊状医疗系统 1G 除了根据实施例 1 的囊 3 的组件之外,还包括构成图像采集装置的物镜光学系统 13a 和设置在物镜光学系统 13a 的成像位置处的图像采集装置 14a,以及用于进行照明的照明装置 15a。

[0275] 此外,图像采集装置 14a 连接到信号处理电路 20。以从图像采集装置 14 输出的所采集的图像信号相同的方式,通过信号处理电路 20 对从图像采集装置 14a 输出的所采集的图像信号进行信号处理。

[0276] 图像采集装置 14 和 14a 如下所述设置在囊 3G 的外部容器 11 沿纵向方向的相对端部处,从而沿着彼此相反的方向采集图像。

[0277] 如图 22A 所示,物镜光学系统 13a 被设置成面向物镜光学系统 13 的相反方向,并且其光轴与圆柱形的囊 3G 的中心轴线 C 相匹配。上述物镜光学系统 13a 例如设置在被形成为构成外部容器 11 的一部分的半球形的透明前罩 11b 的内部。此外,如图 22B 所示,在前罩 11b 的中心处设置观察窗口 17a。注意,照明装置 15a 设置在物镜光学系统 13a 的附近,这在图 22A 和图 22B 中没有示出。

[0278] 此外,显示装置 7a 具有用来在显示窗口 60 和 60a 上显示由图像采集装置 14 和 14a 二者采集的图像的结构,如图 23 所示。其它组件与实施例 1 的相同。

[0279] 接着,将对具有以上结构的本实施例的操作进行描述。

[0280] 将仅对从通过囊 3G 的多个图像采集装置 14 和 14a 进行图像采集到开始对这样采集的图像进行旋转处理的操作以及对进行了旋转处理的图像的显示进行概述。其它操作与

实施例 1 的相同,从而省略对其的详细描述。

[0281] 在囊 3G 中,当囊控制电路 23 通过无线通信电路 22 从图像获取电路 26 接收到图像请求信号时,囊控制电路 23 指示照明装置 15a 进行照明,从而对图像采集装置 14a 的视场进行照明,并指示图像采集装置 14a 进行图像采集。随后,囊控制电路 23 指示照明装置 15 进行照明,并指示图像采集装置 14 进行图像采集。

[0282] 这样,囊控制电路 23 交替地操作图像采集装置 14 和 14a,从而通过设置在囊 3 的相对端部处的图像采集装置 14 和 14a 交替地采集图像。

[0283] 从图像采集装置 14a 和 14 输出的所采集的图像信号由信号处理电路 20 进行压缩处理。此外,对经压缩的图像数据进行图像处理,以添加一信号(图像采集装置识别信号),用于识别该信号是从图像采集装置 14 还是从图像采集装置 14a 输出的,然后将图像数据存储在存储器 21 中。

[0284] 无线通信电路 22 以与实施例 1 相同的方式对存储在存储器 21 中的图像数据进行调制,并且通过无线通信将经调制的图像数据发送到处理装置 6。包括在处理装置 6 内的图像获取电路 26 参照由信号处理电路 20 添加的图像采集装置识别信号来识别该图像是由图像采集装置 14 采集的还是由图像采集装置 14a 采集的。

[0285] 在所接收的图像是由图像采集装置 14 采集的图像的情况下,进行与实施例 1 相同的图像旋转处理,并将这样处理后的图像显示在显示装置 7a 的显示窗口 60 上。

[0286] 另一方面,在所接收的图像是由图像采集装置 14a 采集的图像的情况下,利用将上述旋转角度乘以 -1 而得到的旋转角度来进行图像旋转处理(即,除了旋转方向相反之外,进行与图像采集装置 14 采集的图像相同的图像旋转处理),并将这样处理后的图像显示在显示装置 7a 的显示窗口 60a 上。进行这种图像旋转处理的原因如下。这就是说,图像采集装置 14 和图像采集装置 14a 的观察方向彼此不同(即,观察方向彼此相对),从而它们的旋转方向彼此不同。

[0287] 根据本实施例,这两个图像采集装置 14 和图像采集装置 14a 具有彼此不同的相反观察方向。因此,利用通过将上述旋转角度乘以 -1 而获得的旋转角度对从图像采集装置 14a 输出的图像数据进行图像旋转处理。

[0288] 根据本实施例,利用对应的旋转角度对由包括在囊 3G 内的多个图像采集装置(图像传感器)中的每一个采集的图像进行旋转处理,从而显示来自所有图像采集装置的图像,而不考虑它们的旋转。此外,假设操作者操作囊 3G 来将囊 3G 的推进方向改变为相反的方向。在这种情况下,本实施例提供沿着后侧观察方向的图像,从而提高了易用性。

[0289] 尽管为了简化说明,参照图 22A 描述了将图像采集装置 14 的方向作为观察方向,而将图像采集装置 14a 的方向作为后侧观察方向的情况,但可以描述其中将图像采集装置 14a 的方向作为观察方向,而将图像采集装置 14 的方向作为后侧观察方向的情况。

[0290] 已经对其中显示装置 7a 并行地在显示窗口 60 和 60a 上分别显示由图像采集装置 14 和 14a 采集的图像的设置进行了描述。此外,可进行这样的设置:其中显示装置 7a 仅显示由推进方向的图像采集装置采集的图像。通过这样的设置,在使用者进行操作以使囊 3G 反向时,显示装置 7a 切换其上显示的图像(即,从由图像采集装置 14 采集的图像切换为由图像采集装置 14a 采集的图像)。还可作出这样的设置:其中显示装置 7a 以不同的尺寸显示由图像采集装置 14 和图像采集装置 14a 采集的图像。

[0291] 已经在本实施例中描述了其中图像采集装置 14 和 14a 交替操作的设置。此外,还可作出这样的设置:其中信号处理电路 20 具有双重处理性能,以使得图像采集装置 14 和 14a 可以并行操作。

[0292] 此外,将在实施例 7 和以下的实施例中描述用于在体腔内旋转的同时进行图像采集的医疗装置的其它设置。

[0293] (实施例 7)

[0294] 接着,将参照图 24 至图 43 来描述根据本发明的实施例 7。实施例 7 和以下实施例的目的在于提供具有这样的功能的囊状医疗装置和囊状医疗系统:通过螺旋旋转推进结构的动作而高效地产生对插入到体腔内的医疗装置的推进力。

[0295] 如图 24 所示,根据实施例 7 的囊状医疗系统 101 包括:待插入体腔并在体腔内推进的囊 102;以及安装在对象附近(即,对象体外)的外部设备 103,该外部设备用于与囊 102 进行信号交换。

[0296] 囊 102 包括用于获取活体(in-vivo)信息的活体信息获取装置。以无线的方式从未示出的囊侧天线发送由该活体信息获取装置获取的活体信息。

[0297] 上述外部设备 103 通过外部天线 103a 从囊 102 接收活体信息,并对这样接收的活体信息进行信号处理。然后,在监视器 103b 的显示屏幕上显示该活体信息。

[0298] 通过本实施例,活体图像信息是作为活体信息而获取的。

[0299] 这就是说,上述囊 102 用作在体腔内进行图像采集的囊内窥镜。上述外部设备 103 对从上述囊 102 发送的图像信息进行信号处理,并在上述监视器 103b 的显示屏幕上显示在体腔内采集的图像。

[0300] 如图 25 和图 26 所示,囊 102 包括基部 110 和螺旋旋转推进单元 112,该螺旋旋转推进单元连接到所述基部 110 上并包括在其外表面上的螺旋突起 111。

[0301] 螺旋突起 111 形成在圆形的螺旋旋转推进单元 112 的外表面上,并且具有大致半圆的截面,这使得螺旋突起 111 可以与体腔的内表面光滑接触。

[0302] 在螺旋旋转推进单元 112 的一端(称为“前端”)上形成有半球形的透明件 113。此外,诸如 CCD(电荷耦合器件)等的图像采集装置 114 设置在螺旋旋转推进单元 112 的中心附近,以面向所述透明件 113。此外,例如在图像采集装置 114 的附近设置有四个诸如 LED(发光二极管)的照明装置 115。

[0303] 此外,螺旋旋转推进单元 112 包括在图像采集装置 114 和照明装置 115 的背侧的第一电池 116、图像发送单元 117 以及控制电路 118。

[0304] 第一电池 116 向包括在螺旋旋转推进单元 112 内的各个组件提供电力。图像发送单元 117 对来自图像采集装置 114 的所采集的图像信号进行诸如调制等的信号处理和发送处理,并通过未示出的囊侧天线将图像数据发送到外部设备 103。注意,图像发送单元 117 可以在其内包括囊侧天线。作为另选方案,囊 102 包括作为独立单元的囊侧天线。

[0305] 控制电路 118 控制图像采集装置 114 和照明装置 115。

[0306] 另一方面,基部 110 包括第一马达 120,该第一马达是用于使螺旋旋转推进单元 112 旋转的旋转装置。注意,以下将包括用于使螺旋旋转推进单元 112 的马达的单元称为“基部 110”。

[0307] 第一马达 120 的马达轴 120a 装配并固定在螺旋旋转推进单元 112 的后端,从而使

得螺旋旋转推进单元 112 可以相对于基部 110 相对地旋转。

[0308] 通过这样的结构,螺旋旋转推进单元 112 通过第一马达 120 的旋转力而相对于基部 110 相对地旋转。螺旋突起 111 将该旋转转换为推进力,从而产生沿着螺旋轴线方向的推进力(螺旋轴线 121 的方向)。

[0309] 此外,基部 110 包括有助于使螺旋旋转推进单元 112 的螺旋突起 111 保持与活体组织接触的第二马达 122。该第二马达 122 包括偏心转子 123 以用作用来产生摆动(振动)的摆动装置(振动装置)。

[0310] 通过该囊 102,偏心转子 123 通过驱动第二马达 122 而产生振动,该振动通过基部 110 而传递到螺旋旋转推进单元 112,从而使整个囊摆动(振动)。

[0311] 这使得操作者可以处理由于螺旋突起 111 没有与体腔内表面接触而不能推进囊 102 的情况。这就是说,整个囊摆动(振动)来防止囊 102 阻塞,从而返回到其中能通过螺旋突起 111 与体腔内表面的接触而推进囊 102 的正常状态。注意,通过设置在基部 110 上的第二电池 124 向第一马达 120 和第二马达 122 提供电力。

[0312] 此外,在基部 110 的外表面上与纵向轴线平行地形成有多个凹槽 125,这用作防止基部 110 旋转的旋转防止装置。

[0313] 这防止了基部 110 相对于体腔内壁旋转,而不会影响对囊 102 的推进。

[0314] 以下描述具有这种结构的本实施例的操作。

[0315] 首先,对象吞下用来检查体腔的囊 102。在插入体腔内的囊 102 通过诸如食道等的体腔时,在通过照明装置 115 照明的情况下由图像采集装置 114 进行图像采集。

[0316] 对于囊 102,由图像发送单元 117 对来自图像采集装置 114 的所采集的图像信号进行信号处理,并对这样获得的图像信号进行诸如调制的发送处理。以无线的方式从囊侧天线将图像信号发送到外部设备 103。

[0317] 对于外部设备 103,对由外部天线 103a 接收到的无线电波进行解调,并对已解调的图像数据进行信号处理,从而获得该图像数据。然后,外部设备 103 依次将由囊 102 采集的图像数据显示在监视器 103b 的显示屏幕上作为囊采集的图像。

[0318] 这里,对于囊 102,从第二电池 124 向第一马达 120 提供电力,从而驱动第一马达 120。这样,使装配到第一马达 120 的马达轴 120a 上的螺旋旋转推进单元 112 旋转。

[0319] 螺旋旋转推进单元 112 接收来自第一马达 120 的马达轴 120a 的旋转力。第一马达 120 的旋转力使螺旋旋转推进单元 112 相对于基部 110 相对地旋转。注意,基部 110 通过形成在其外表面上的凹槽 125 来防止其相对于体腔内壁的旋转,而不会影响囊 102 的推进。

[0320] 如同将外螺纹插入到内螺纹凹槽中那样,囊 102 通过使螺旋旋转推进单元 112 的螺旋突起 111 与体腔的内表面接触,将螺旋旋转推进单元 112 的旋转转换为其推进力。

[0321] 这样,囊 102 通过螺旋旋转推进单元 112 的动作而产生沿着螺旋轴线方向(螺旋轴线 121 的方向)的推进力,从而向前运动。

[0322] 这样,囊 102 通过螺旋旋转推进单元 112 的动作而在体腔内高效地产生推进力。

[0323] 考虑囊 102 如图 27 所示通过体腔内的狭窄通道的情形。假设在向前的方向上存在宽的空间。

[0324] 在这样的情况下,螺旋旋转推进单元 112 不接触体腔的内表面,从而导致囊 102 不

能向前运动的问题。

[0325] 在这种情况下,如图 28 所示驱动囊 102 的第二马达 122。

[0326] 在囊 102 中,偏心转子 123 通过驱动第二马达 122 而产生振动。该振动从基部 110 传递到螺旋旋转推进单元 112,从而使整个囊摆动(振动)。

[0327] 囊 102 通过振动(摆动)而脱离体腔通道的狭窄空间,并恢复到其中在螺旋旋转推进单元 112 与体腔内表面接触的情况下通过螺旋旋转推进单元 112 的旋转来推进囊 102 的正常情形。

[0328] 这使得操作者可以处理其中由于螺旋突起 111 不与体腔内表面接触而不能推进囊 102 的情形。这就是说,使整个囊摆动(振动)以防止囊 102 阻塞,从而恢复到其中在螺旋突起 111 与体腔内壁接触的情况下可以推进囊 102 的正常情形。

[0329] 这样,通过根据本实施例的囊状医疗系统 101,囊 102 通过螺旋旋转推进单元 112 的动作在体腔内高效地产生其推进力。

[0330] 对于囊 102,图像采集装置 114 包括在螺旋旋转推进单元 112 内,从而导致获得了旋转的囊采集图像的问题。

[0331] 为了解决上述问题,在第一马达 120 上设置角度检测装置,并基于由该角度检测装置检测到的角度信息对囊采集的图像进行角度校正,从而对图像进行旋转处理。作为另选方案,设置角速度检测装置,并基于从该角速度检测装置获得的信息的积分值来获得角度。

[0332] 图 30 示出了包括设置在第一马达 120 上的角度检测传感器 126 的囊 102B。

[0333] 通过这样的结构,图像发送单元 117 将从图像采集装置 114 输出的所采集的图像信号以与来自角度检测传感器 126 的角度信息相关联的方式发送到外部设备 103。

[0334] 然后,如图 31 所示,外部设备 103 基于从囊 102 接收的角度信息执行对图像信号的角度校正处理。

[0335] 注意,可作出其中由图像发送单元 117 执行角度校正处理的设置。通过这样的设置,图像发送单元 117 可将基于来自角度检测传感器 126 的角度信息对来自图像采集装置 114 的所采集的图像信号进行角度校正处理而获得的图像信号发送到外部设备 103。

[0336] 这样,囊 102B 获得了没有旋转的囊采集图像。

[0337] 此外,如图 32 所示,所述囊包括摆动装置(振动装置),而不采用第二马达 122,所述摆动装置是由形状记忆合金形成的螺旋状结构接触装置。

[0338] 图 32 示出了采用由 SMA(形状记忆合金)形成的摆动装置(振动装置)的囊 102C,所述摆动装置设置在螺旋旋转推进单元 112 上。

[0339] 更具体地说,囊 102C 具有在螺旋旋转推进单元 112 的外表面周围形成的空间 127b,该空间 127b 用于容纳重物 127a 以使其可以运动。重物 127a 容纳在空间 127b 内,并且其两端连接到由 SMA 线形成的 SMA 线圈 128。根据本实施例,对 SMA 线圈 128 通电而使其伸长/收缩,从而使得重物 127a 能往复运动。

[0340] 此外,螺旋旋转推进单元 112 包括用于向 SMA 线圈 128 通电的 SMA 驱动电路 129。

[0341] 对于囊 102C,根据来自 SMA 驱动电路 129 的信号使前侧 SMA 线圈 128 或后侧 SMA 线圈 128 伸长/收缩,从而使重物 127a 往复运动。这改变了整个囊的重心。

[0342] 这样,囊 102C 具有连续改变整个囊的重心的功能,从而产生与实施例 7 中描述的

设置相同或更大程度的摆动（振动）。注意，对于囊 102C，可以采用导电聚合物（人工肌肉）或线性致动器来替代 SMA 线圈 128。

[0343] 此外，该囊可以包括螺旋状结构接触装置，该螺旋状结构接触装置具有使得螺旋旋转推进单元 112 可以相对于基部 110 摆动的结构。

[0344] 图 33 示出了包括被分为两个单元的基部 110 的囊 102D，每一个单元都具有旋转马达。

[0345] 更具体地说，对于囊 102D，用于使螺旋旋转推进单元 112 旋转的第一马达 120 装配并固定在倾斜基部 130 上，以相对于倾斜基部 130 倾斜。

[0346] 第二马达 122 的马达轴 122a 装配并固定在倾斜基部 130 的后端，从而使得可以通过驱动第二马达 122 而使单个单元形式的倾斜基部 130 和螺旋旋转推进单元 112 旋转。注意，第二马达 122 设置在基部主单元 110a 上。

[0347] 通过具有这种结构的囊 102D，螺旋旋转推进单元 112 的旋转轴线 131 相对于倾斜基部 130 的中心轴线 132 倾斜。这种结构使得螺旋旋转推进单元 112 能够如图 34 所示在相对于基部 110 摆动的同时旋转。

[0348] 这样，囊 102D 具有与实施例 7 相同的优点。此外，对于囊 102D，螺旋旋转推进单元 112 总是相对于基部 110 摆动，从而提高了螺旋旋转推进单元 112 与体腔内壁接触的频率。这便于囊 102D 的推进。

[0349] 此外，该囊可以包括具有这样的结构的螺旋状结构接触装置：其中螺旋旋转推进单元 112 被安装到基部 110 上，并且它们的轴线之间有一定的偏移。

[0350] 图 35 示出了具有这样的结构的囊 102E：其中第一马达 120 的马达轴 120a 装配并固定到螺旋旋转推进单元 112 的后端，并且在螺旋旋转推进单元 112 的中心轴线 132 与第一马达 120 的旋转轴线 131 之间存在一定的偏移。

[0351] 通过具有这种结构的囊 102E，螺旋旋转推进单元 112 被安装到基部 110 上，并且在它们的轴线之间存在一定的偏移。这样，对于囊 102E，螺旋旋转推进单元 112 总是如图 36 所示在相对于基部 110 摆动的同时旋转。

[0352] 这样，囊 102E 具有与上述囊 102D 相同的优点。

[0353] 此外，该囊可以包括具有这样的结构的螺旋状结构接触装置：其中基部 110 被分为两个单元，每一个单元都以与囊 102D 相同的方式包括旋转马达，并且螺旋旋转推进单元 112 被安装到基部 110 上，并以与囊 102E 相同的方式在它们的轴线之间存在一定的偏移。

[0354] 图 37 示出了具有这样的结构的囊 102F：其中用于使螺旋旋转推进单元 112 旋转的第一马达 120 装配并固定到基部 133 上。此外，第二马达 122 的马达轴 122a 被装配并固定到基部 133 的后端，并且在第二马达 122 的旋转轴线 132 和第一马达 120 的旋转轴线 131 之间存在一定的偏移。这种结构使得可以通过驱动第二马达 122 而使单个单元形式的基部 133 和螺旋旋转推进单元 112 旋转。注意，第二马达 122 设置在基部主单元 110a 上。

[0355] 通过具有这种结构的囊 102F，螺旋旋转推进单元 112 被安装到基部 110 上，并且它们的轴线之间存在一定的偏移。这样，对于囊 102F，螺旋旋转推进单元 112 总是如图 38 所示在相对于基部 110 摆动的同时绕其中心轴线 132 旋转。

[0356] 这样，囊 102F 具有与上述囊 102E 相同的优点。

[0357] 此外，该囊可以具有这样的螺旋状结构接触装置，该螺旋状结构接触装置具有使

得螺旋旋转推进单元 112 可以弯曲的结构。

[0358] 图 39 示出了具有这样的结构的囊 102G:其中第一马达 120 和螺旋旋转推进单元 112 通过具有适当柔性的柔性轴 134 连接,从而使得螺旋旋转推进单元 112 可以弯曲。这就是说,上述柔性轴 134 用作螺旋结构弯曲装置。

[0359] 通过具有这种结构的囊 102G,螺旋旋转推进单元 112 在旋转的同时在没有较大阻力的情况下随着外力而相对于基部 110 倾斜,如图 40 所示。

[0360] 这样,囊 102G 具有处理其中如图 41 所示囊 102G 遇到体腔弯曲部分的情形。这就是说,当螺旋旋转推进单元 112 与体腔内壁接触时,螺旋旋转推进单元 112 随着该弯曲部分转向,从而便于其通过该弯曲部分,如图 42 所示。

[0361] 此外,对于囊 102G,由于旋转的离心力而使螺旋旋转推进单元 112 在摆动的同时旋转。这样,囊 102G 具有与囊 102E 相同的优点。

[0362] 此外,该囊可以具有用于使螺旋旋转推进单元 112 弯曲的弯曲装置。

[0363] 图 43 示出了具有这样的结构的囊 102H:其中螺旋旋转推进单元 112H 由其形状可以随外力而改变的柔性件形成。在该结构中,螺旋旋转推进单元 112H 本身用作弯曲装置。

[0364] 这样,囊 102H 具有与上述囊 102G 相同的优点。

[0365] 注意,对于本实施例,本发明被应用于用作囊内窥镜的囊,该囊内窥镜具有在体腔内进行图像采集的功能。然而,本发明不限于这种设置。此外,本发明可应用于包括用于采集组织样本的采集装置的组织采集囊状医疗装置、用于运送和释放药物的药物运送囊状医疗装置、以及用于烧灼组织的烧灼囊状医疗装置。

[0366] (实施例 8)

[0367] 接着,将参照图 44 至图 54 描述根据本发明的实施例 8。

[0368] 已经在实施例 7 中对其中单个螺旋旋转推进单元 112 连接到基部 110 上的设置进行了描述。另一方面,对于实施例 8,以基部 110 为中心设置了两个螺旋旋转推进单元 112。其它的组件与上述实施例 7 的那些组件基本相同。因此,用相同的附图标记表示相同的组件,并省略对它们的描述。

[0369] 如图 44 和图 45 所示,根据实施例 8 的囊 150 具有这样的结构:具有以基部 110 为中心的两个螺旋旋转推进单元 112。

[0370] 更具体地说,上述囊 150 包括:基部 110;第一马达 120,其安装在基部 110 上;前侧螺旋旋转推进单元 112a 和后侧螺旋旋转推进单元 112b,其具有通过驱动安装在基部 110 上的第一马达 120 和第二马达 122 来相对于基部 110 旋转的功能。

[0371] 前侧螺旋旋转推进单元 112a 和后侧螺旋旋转推进单元 112b 分别具有形成在其外表面上并且螺旋方向彼此不同的螺旋突起 111。注意,将以图像采集装置 114 的观察方向作为前侧方向来进行描述。

[0372] 基部 110 包括:用于使前侧螺旋旋转推进单元 112a 旋转的第一马达 120;用于使后侧螺旋旋转推进单元 112b 旋转的第二马达 122;以及用于施加电力以驱动第一马达 120 和第二马达 122 的第二电池 124。

[0373] 具有这种结构的上述囊 150 具有处理这样的情形的功能:一个螺旋旋转推进单元 112(前侧螺旋旋转推进单元 112a 或后侧螺旋旋转推进单元 112b) 由于该螺旋旋转推进单元 112 没有与体腔的内壁接触而不产生推进力。即使在这种情况下,另一个螺旋旋转推进

单元 112 (后侧螺旋旋转推进单元 112b 或前侧螺旋旋转推进单元 112a) 也会由于该螺旋旋转推进单元 112 与体腔内壁接触而产生推进力,从而推进囊 150。

[0374] 此外,该囊可以具有这样的螺旋状结构接触装置,该螺旋状结构接触装置具有施加电刺激的功能。

[0375] 图 46 示出了具有施加电刺激从而使作为体腔中的内腔的肠道收缩的功能的囊 150B,如图 46 所示。这有助于保持螺旋旋转推进单元 112 始终与肠道的内壁接触的状态。

[0376] 更具体地说,囊 150B 包括:电刺激控制电路 161,其用于向形成在螺旋突起 111 上的未示出的电极输出用作电刺激的电信号;以及第三电池 162,其用于提供用来驱动电刺激控制电路 161 的电力。注意,对于螺旋突起 111,其一端电连接到电刺激控制电路 161,而其另一端通过未示出的滑动环电连接到电刺激控制电路 161,从而形成闭合电路。

[0377] 具有这种结构的囊 150B 具有通过螺旋突起 111 向作为体腔中的内腔的肠道施加电刺激从而使肠道收缩的功能。这有助于保持基部 110 和螺旋旋转推进单元 112 (前侧螺旋旋转推进单元 112a 和后侧螺旋旋转推进单元 112b) 始终与肠道的内壁接触的状态,从而确保推进囊 150B。

[0378] 此外,该囊可以包括这样的螺旋状结构接触装置,该螺旋状结构接触装置具有用于对体腔的内壁施加吸力的抽吸机构。

[0379] 图 47 示出了囊 150C,该囊 150C 具有这样的功能:通过用于对体腔的内壁施加吸力的抽吸机构的动作而有助于保持其中螺旋旋转推进单元 112 始终与肠道的内壁接触的状态。

[0380] 更具体地说,囊 150C 包括:抽吸装置 163,其用于抽取肠道内的诸如空气、体液等的流体;抽吸通道 164,其连接到用于抽取流体的抽吸装置 163;以及排出通道 165,其用于排出这样抽入的流体。

[0381] 抽吸装置 163 设置在后侧螺旋旋转推进单元 112b 上。因此,对于前侧螺旋旋转推进单元 112a,抽吸通道 164 穿过基部 110 而连接到抽吸装置 163。

[0382] 抽吸通道 164 通过第一马达 120 和第二马达 122 而被连接。

[0383] 如图 48 所示,对于第一马达 120 和第二马达 122,形成穿过旋转轴 171 的贯穿通道 171a 被 O 形环 172 密封,从而形成抽吸通道 164,该旋转轴 171 设置成穿过马达的内侧。注意,马达 120 和马达 122 中的每一个均包括转子 171b 和定子 171c。

[0384] 具有这种结构的囊 150C 具有用来抽取作为体腔中的内腔的肠道内的诸如空气、体液等的流体的功能。这使得肠道以与上述囊 150B 相同的方式收缩。这有助于保持基部 110 和螺旋旋转推进单元 112 始终与肠道的内壁接触的状态,从而确保推进囊 150C。

[0385] 此外,该囊可以具有可变直径机构,该可变直径机构用于通过设置在其上的流体供应机构的动作来改变螺旋旋转推进单元 112 的直径,该可变直径机构用作螺旋状结构接触装置。

[0386] 图 49 表示囊 150D,该囊具有通过流体供应机构的动作而使螺旋旋转推进单元 112 和基部 110 膨胀的功能。这有助于保持其中螺旋旋转推进单元 112 和基部 110 始终与肠道的内壁接触的状态。

[0387] 更具体地说,囊 150D 包括:抽吸通道 180,其用于抽取肠道内的空气和体液;流体供应装置 181,其连接到抽吸通道 180,用于供应这样抽吸的流体;气囊 182,其设置在基部

110 和螺旋旋转推进单元 112 上；以及流体供应通道 183，其用于将来自流体供应装置 181 的流体供应到气囊 182。这就是说，气囊 182 用作直径可变装置。

[0388] 注意，设置在基部 110 上的基部侧气囊 182a 具有与纵向轴线平行地形成在其外表面上的多个凹槽 125，该多个凹槽 125 用作防旋转装置。另一方面，设置在螺旋旋转推进单元 112 上的螺旋结构侧气囊 182b 具有螺旋突起 111。

[0389] 流体供应装置 181 设置在后侧螺旋旋转推进单元 112b 上。因此，设置在基部 110 和前侧螺旋旋转推进单元 112a 上的气囊 182 通过流体供应通道 183 连接到流体供应装置 181。这里，流体供应通道 183 的一部分通过与上述囊 150B 相同的方式由第一马达 120 和第二马达 122 形成。

[0390] 具有这种结构的囊 150D 具有这样的功能：抽取肠道内的诸如空气、体液等的流体，并将这吸取的流体提供给气囊 182（基部侧气囊 182a 和螺旋结构侧气囊 182b）从而使气囊 182 膨胀。这有助于保持其中基部 110 和螺旋旋转推进单元 112 始终与肠道的内壁接触的状态。

[0391] 此外，该囊可以具有由气囊形成的螺旋突起，该由气囊形成的螺旋突起还用作直径可变装置。

[0392] 图 50 示出了具有多个螺旋结构气囊 184 的囊 150E，这些气囊中的每一个都形成螺旋突起。这就是说，螺旋结构气囊 184 用作直径可变装置。注意，囊 150E 具有连接到螺旋结构气囊 184 的流体供应通道 183，在图中未示出该流体供应通道 183。

[0393] 具有这种结构的囊 150E 具有抽取肠道内的诸如空气、体液等的流体，并将这样吸取的流体提供给设置在基部 110 和螺旋结构气囊 184 上的气囊 182 从而使这些气囊膨胀的功能。这有助于保持基部 110 和螺旋旋转推进单元 112 始终与肠道的内壁接触的状态，从而能确保推进囊 150E。

[0394] 此外，基部 110 可以具有防旋转装置，该防旋转装置具有如图 51 至图 54 所示的结构。

[0395] 图 51 示出了包括作为防旋转装置的履带 190 的基部 110。每个履带 190 都包括多个辊胎 191（图中示出了三个胎），其中每一个胎都以未示出的轴线作为旋转中心可旋转地安装，并且带 192 设置在辊胎 191 上。注意，基部 110 包括多个履带 190（沿垂直方向和与附图垂直的方向对称安装的四个履带）。

[0396] 图 52 示出了包括作为防旋转装置的多个辊胎 191 的基部 110。另一方面，图 53 示出了包括作为防旋转装置的多个翼状凸起 193 的基部 110。另一方面，图 54 示出了包括作为防旋转装置的位于外表面周围的刷 194 的基部 110。

[0397] 对于囊 150，具有如图 51 至图 54 所示的这些结构的防旋转装置防止基部 110 相对于体腔旋转，而不影响螺旋旋转推进单元 112 的推进。

[0398] （实施例 9）

[0399] 以下参照图 55 和图 56 描述根据本发明的实施例 9。

[0400] 在实施例 7 和实施例 8 中已经对其中图像采集装置 114 被设置在螺旋旋转推进单元 112 上，并因此获得旋转的囊采集图像的设置进行了描述。实施例 9 具有使得可以采集无旋转的图像的结构。其它组件与上述实施例 7 和 8 的那些组件基本相同。因此，用相同的附图标记表示相同的组件，从而省略对它们的描述。

[0401] 图 55 示出了根据实施例 9 的囊 200, 该囊具有其中图像采集装置 114 设置在基部 110 上, 从而获得无旋转的囊采集图像的结构。

[0402] 更具体地说, 对于囊 200, 透明件 113 在基部 110 的端部 (以下将称为“前端”) 形成半球形。此外, 图像采集装置 114 设置在基部 110 的前端的中心附近以面对透明件 113。此外, 例如, 诸如 LED 等的四个照明装置 115 设置在图像采集装置 114 的周围。

[0403] 注意, 螺旋旋转推进单元 112 以与上述实施例 7 相同的方式包括第一电池 116、图像发送单元 117 以及控制电路 118, 这些在图中没有示出。此外, 图像采集装置 114 以及照明装置 115 通过未示出的滑动环电连接到这些组件, 从而使得图像采集装置 114 以及照明装置 115 可以被驱动。其它的组件与上述实施例 7 的那些组件相同, 从而省略对它们的描述。

[0404] 具有这种简单结构的囊 200 提供了无旋转的囊采集图像, 因此无需进行图像处理。

[0405] 此外, 该囊可以包括被形成成为鞘状的螺旋旋转推进单元 112, 并且图像采集装置 114 设置在基部 110 上, 从而获得无旋转的囊采集图像。

[0406] 图 56 示出了具有这样的结构的囊 200B: 在该结构中, 鞘状螺旋旋转推进单元 201 被设置为环绕基部 110B。

[0407] 该鞘状螺旋旋转推进单元 201 通过轴承 202 可旋转地安装在基部 110B 上。此外, 基部 110B 包括第一马达 120, 并且小齿轮 121b 设置在马达轴 120a 上并与该鞘状螺旋旋转推进单元 201 啮合。

[0408] 这使得可以通过驱动第一马达 120 而使被设置为环绕基部 110B 的鞘状螺旋旋转推进单元 201 旋转。这就是说, 鞘状螺旋旋转推进单元 201 用作鞘状转子。

[0409] 此外, 透明件 113 被形成成为位于基部 110B 的端部 (称为“前端”) 上的半球形。此外, 图像采集装置 114 被设置在基部 110B 的前端的中心附近从而面对透明件 113。此外, 例如, 诸如 LED 等的四个照明装置 115 设置在图像采集装置 114 的周围。另一方面, 第一电池 116、图像发送单元 117 以及控制电路 118 设置在图像采集装置 114 和照明装置 115 的后侧。

[0410] 具有这种结构的囊 200B 提供了无旋转的囊采集图像, 从而提供了与上述囊 200 相同的优点。

[0411] (实施例 10)

[0412] 将参照图 57 至图 59 描述根据本发明的实施例 10。

[0413] 已经在上述实施例 7 至实施例 9 中对具有这样的结构的防旋转装置进行了描述: 在该结构中, 在基部的外表面上与纵向轴线平行地形成有多个凹槽 125。另一方面, 实施例 10 包括具有这样的结构的防旋转装置: 在该结构中, 在基部的外表面上设置有螺旋突起 111。其它的组件与上述实施例 7 和实施例 8 的那些组件基本相同。因此, 用相同的附图标记表示相同的组件, 并省略对它们的描述。

[0414] 图 57 和图 58 表示根据实施例 10 的囊 210, 该囊 210 具有这样的结构: 其中包括用于使螺旋旋转推进单元 112 旋转的第一马达 120 的基部 211 具有形成在其外表面上的螺旋突起 111。

[0415] 由于被第一马达 120 驱动的螺旋旋转推进单元 112 的旋转而产生的惯性力, 具有

这种结构的基部 211 沿着与螺旋旋转推进单元 112 的旋转方向相反的旋转方向旋转。

[0416] 通过具有这种结构的囊 210, 基部 211 沿着与螺旋旋转推进单元 112 的相反旋转方向旋转, 从而防止了囊 210 的所有部分相对于体腔的内壁旋转。

[0417] 此外, 囊 210 包括设置到第一马达 120 上的角速度传感器 212。角速度传感器 212 具有对螺旋旋转推进单元 112 由于其无载荷的旋转而在旋转速度方面的变化进行检测的功能。这使得能将螺旋旋转推进单元 112 的旋转速度调节到最优值, 从而实现对囊 210 的有效推进。

[0418] 注意, 囊 210 包括: 以与实施例 7 中所述的囊 102 相同的方式包括具有偏心转子 123 的第二马达 122、或者以与囊 102C 相同的方式包括 SMA 线圈 128 的振动装置 (摆动装置); 或者螺旋结构接触装置, 例如, 以与囊 150B 相同的方式施加电刺激从而使肠道收缩的装置, 等等, 这些装置在图中没有示出。这恢复到其中螺旋旋转推进单元 112 与体腔的内壁接触的情形, 从而使得可以推进囊 210。

[0419] 此外, 该囊可以包括具有这样的结构的螺旋状结构接触装置: 在该结构中, 基部和螺旋旋转推进单元设置为一个纵向轴线相对于另一个纵向轴线而弯曲。

[0420] 图 59 示出了具有这样的结构的囊 210B, 该结构保持了其中具有纵向轴线 213 的基部 211B 以及具有纵向轴线 214 的螺旋旋转推进单元 112B 被定位成一个纵向轴线相对于另一个纵向轴线而弯曲的状态。

[0421] 更具体地说, 囊 210B 包括具有纵向轴线 213 的基部 211B 以及具有纵向轴线 214 的螺旋旋转推进单元 112B, 该基部和螺旋旋转推进单元通过第一马达 120 连接, 并且轴线 213 和 214 不彼此平行 (轴线 213 和轴 214 彼此交叉)。

[0422] 具有这种结构的囊 210 使得其可以在基部 211B 的纵向轴线 213 相对于螺旋旋转推进单元 112B 的轴线 214 弯曲的情况下旋转, 从而保持了相对于体腔的内壁的适当接触状态。

[0423] (实施例 11)

[0424] 以下参照图 60 至图 63 描述实施例 11。

[0425] 尽管在前述实施例 8 中对其中基部 110 保持其形状的设置进行了描述。但是根据实施例 11, 该基部包括使得该基部可以弯曲的接头。其它组件与上述实施例 8 的那些组件基本相同。因此, 用相同的附图标记表示相同的部件, 从而省略对它们的描述。

[0426] 图 60 和图 61 示出了根据实施例 11 的囊 220, 该囊 220 包括一对上述的螺旋旋转推进单元 112, 并且基部 221 位于它们之间。

[0427] 更具体地说, 上述囊 220 包括基部 221 以及前侧螺旋旋转推进单元 112a 和后侧螺旋旋转推进单元 112b, 所述前侧螺旋旋转推进单元和后侧螺旋旋转推进单元具有通过驱动安装在基部 221 上的第一马达 120 和第二马达 122 而相对于基部 221 相对旋转的功能。前侧螺旋旋转推进单元 112a 和后侧螺旋旋转推进单元 112b 具有形成在其外表面上的螺旋方向彼此不同的上述螺旋突起 111。

[0428] 基部 221 包括前侧接头 222a 和后侧接头 222b。这些接头 222a 和 222b 通过球窝接头 224 连接该接头 222a 的轴 223a 和接头 222b 的轴 223b 而彼此连接。此外, 这些接头通过四个 SMA 线圈 225 而彼此连接, 这四个 SMA 线圈设置在轴 223a 和 223b 的周围, 并用作接头弯曲装置, 从而使得这些接头可以进行弯曲运动。此外, 对于基部 221, 使用褶式折叠罩

229 覆盖前侧接头 222a 和后侧接头 222b 之间的空间。

[0429] 此外,在基部 221 中可采用未示出的柔性轴来代替上述球窝接头 224。

[0430] 第一马达 120 设置在前侧接头 222a 上,用于使前侧螺旋旋转推进单元 112a 旋转。此外,第二电池 124 被设置用来提供电力,以驱动第一马达 120。

[0431] 另一方面,对于后侧接头 222b,设置第二马达 122,用于使后侧螺旋旋转推进单元 112b 旋转,并设置 SMA 驱动电路 231,用来向 SMA 线圈 225 提供电力。此外,设置第三电池 232,用来提供电力,以驱动第二马达 122 和 SMA 驱动电路 231。

[0432] 具有这种结构的上述囊 220 具有这样的功能:通过从 SMA 驱动电路 231 提供电力而使所述四个 SMA 线圈 225 延伸/收缩,从而使得基部 221 沿着期望方向弯曲。注意,附图示出了处于下述状态的囊 220:其中基部 221 向下弯曲,上 SMA 线圈延伸而下 SMA 线圈收缩,从而使前侧螺旋旋转推进单元 112a 向下弯曲。

[0433] 这就是说,作为接头弯曲装置的接头 222a 和 222b 以及 SMA 线圈 225 形成推进方向改变装置。

[0434] 这样,囊 220 具有用于处理如图 62 所示情形的功能,在该情形中,囊 220 已经到达体腔内的弯曲部分。在这种情况下,基部 221 如图 63 所示弯曲,从而向下改变前侧螺旋旋转推进单元 111a 的推进方向。这便于囊通过这样的弯曲部分。

[0435] (实施例 12)

[0436] 接着,将参照图 64 和图 65 描述根据本发明的实施例 12。

[0437] 根据本实施例的囊状医疗系统与根据实施例 8 的囊状医疗系统之间的区别在于根据本实施例的囊 150F 包括多个图像采集装置。注意,与实施例 8 的那些组件相同的组件用相同的附图标记表示,并省略对它们的描述。

[0438] 图 64 表示具有与图 45 所示的囊 150 的结构大致相同的结构的囊 150F,只不过后侧螺旋旋转推进单元 112b 也具有这样的结构:其中透明件 113a 被形成为半球形,在其中心附近设置有图像采集装置 114a 以面对所述透明件 113a,并且在其周围设置有诸如 LED 的照明装置 115a。

[0439] 这就是说,囊 150F 包括设置在后侧螺旋旋转推进单元 112b 上的图像采集装置 114a 和照明装置 115a,以及设置在前侧螺旋旋转推进单元 112a 上的图像采集装置 114 和照明装置 115。

[0440] 此外,在图像采集装置 114a 和照明装置 115a 的前侧(在图 64 的右侧)上设置有电池 116a、图像发送单元 117a 以及控制电路 118a。这使得囊 150F 可以在被推进的同时采集其前面和后面的图像。

[0441] 这样,囊 150F 具有提供其前面的视野及其后面的视野的优点。

[0442] 此外,对于本实施例,以与上述实施例 7 至实施例 11 相同的方式进行图像旋转处理。这使得无需操作者考虑由于前侧螺旋旋转推进单元 112a 和后侧螺旋旋转推进单元 112b 的旋转而产生的图像旋转就能显示图像。

[0443] 已经在实施例 6 中对其中使由前侧图像采集装置采集的图像以及后侧图像采集装置 14 采集的图像沿相反的旋转方向旋转的设置进行了描述。对于本实施例,基于马达 120 和 122 的旋转角度使由图像采集装置 114 和 114a 采集的图像旋转。

[0444] 例如,假设前侧螺旋旋转推进单元 112a 和后侧螺旋旋转推进单元 112b 相对于基

部 110 旋转,如图 65 所示。在这种情况下,由图像采集装置 114 和 114a 采集的图像沿相同方向旋转,从而不考虑图像的旋转而显示图像。此外,根据本实施例,可以针对各个螺旋旋转推进单元检测旋转角度,以执行正确的旋转校正来显示图像,从而对其中前侧螺旋旋转推进单元 112a 和后侧螺旋旋转推进单元 112b 的旋转角度彼此不同的情况进行处理。

[0445] 应该理解,本发明不应被限制为上述实施例;相反,在不偏离本发明的实质的情况下可作出各种变化和修改。

[0446] 工业适用性

[0447] 一种诸如囊状内窥镜的医疗装置,其包括图像采集装置等,该医疗装置被插入到体腔内并具有通过其旋转来产生推进力的功能,该医疗装置在短时间内提供在体腔内采集的所需图像。此外,基于针对所述图像采集装置进行图像采集的时间点的检测信号对所述图像采集装置采集到的图像进行旋转处理,从而使得能够进行高精度的旋转校正。这提供了显示在显示装置上的与预定旋转角度相对应的图像,从而便于观察。

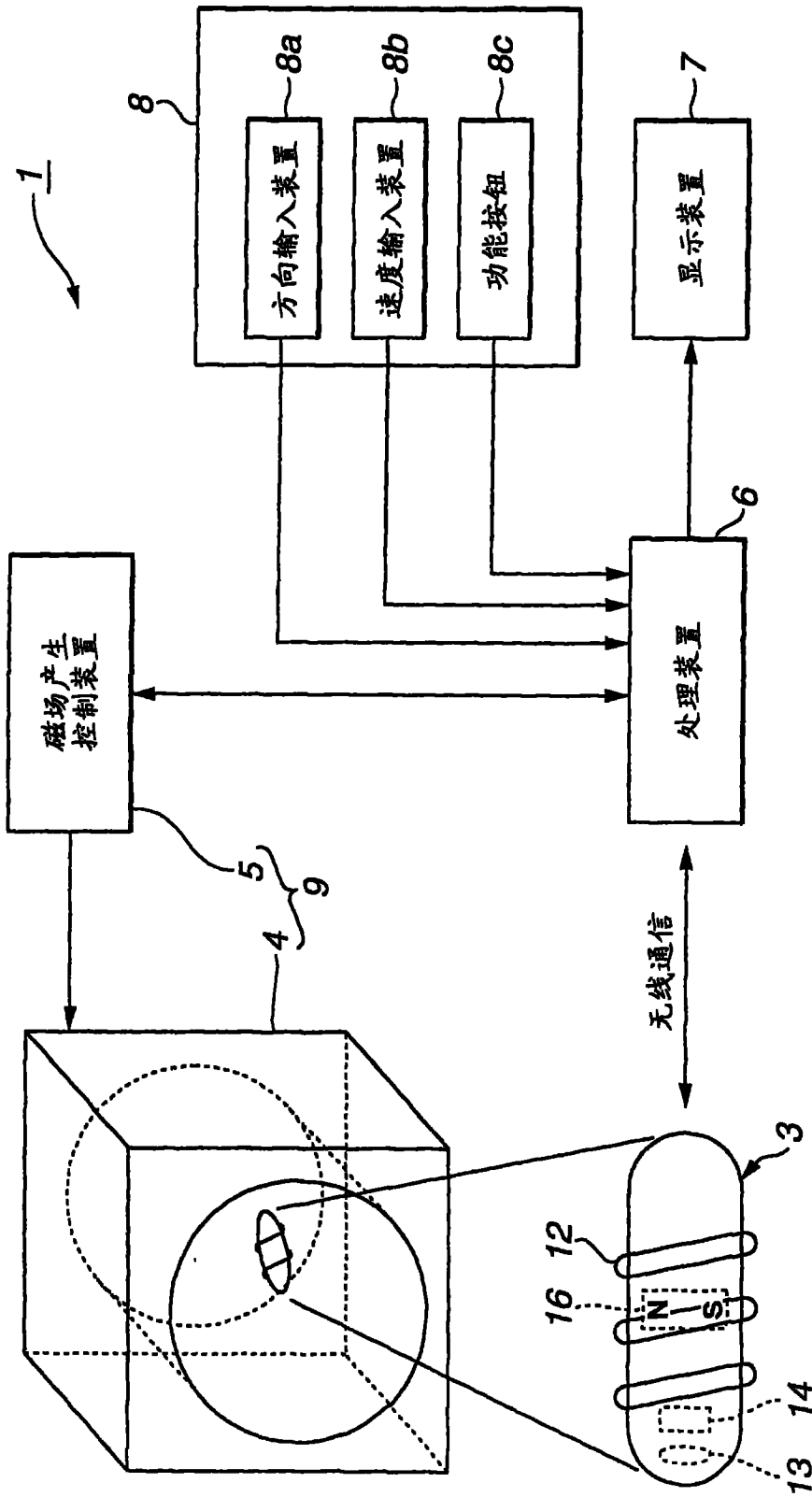


图 1

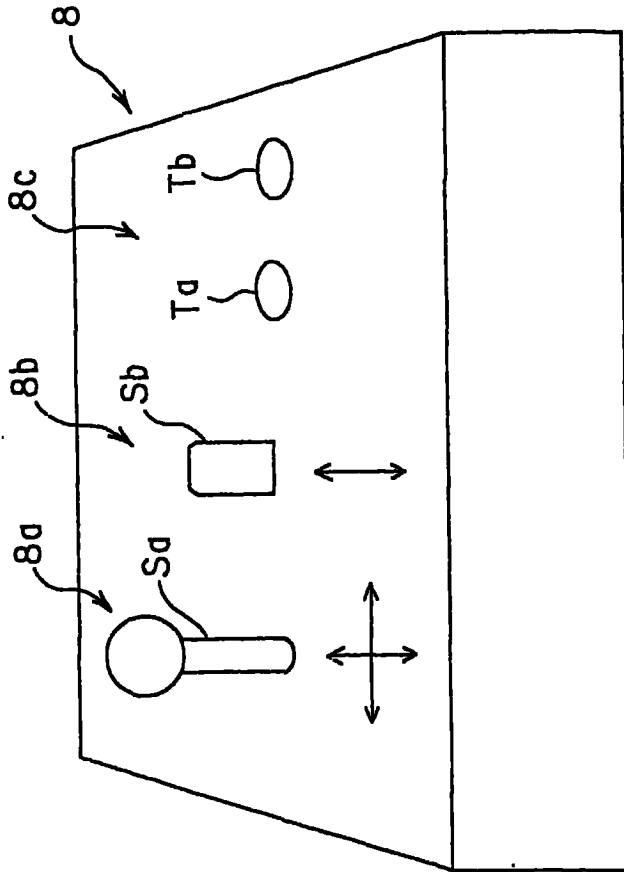


图 4A

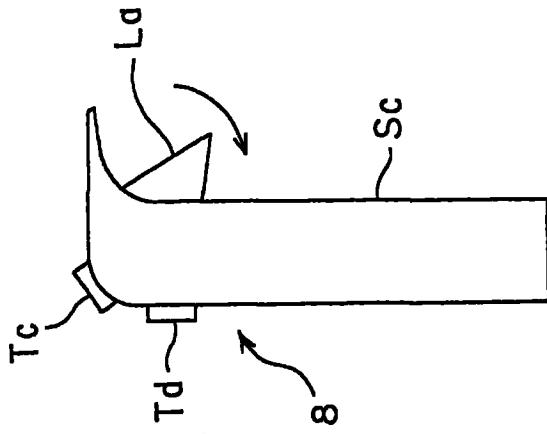


图 4B



图 4C

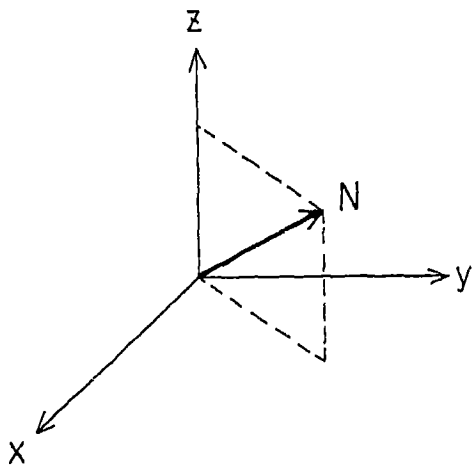


图 5A

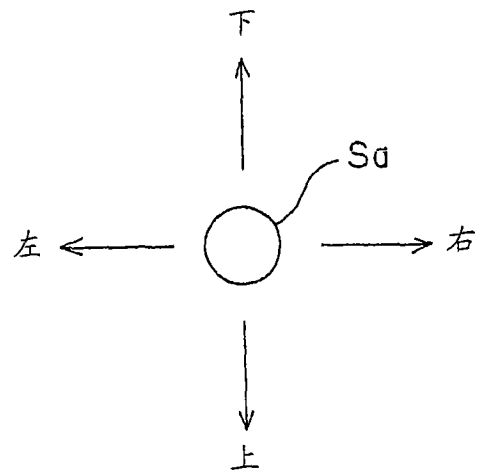


图 5B

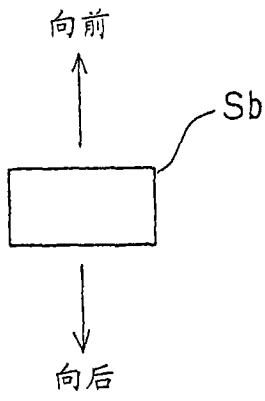


图 5C

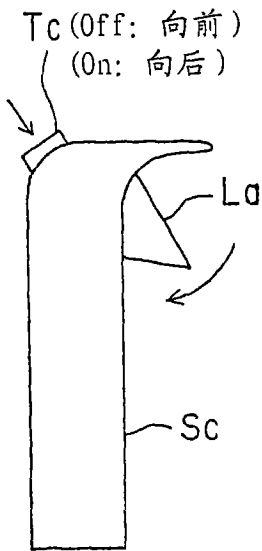


图 6A

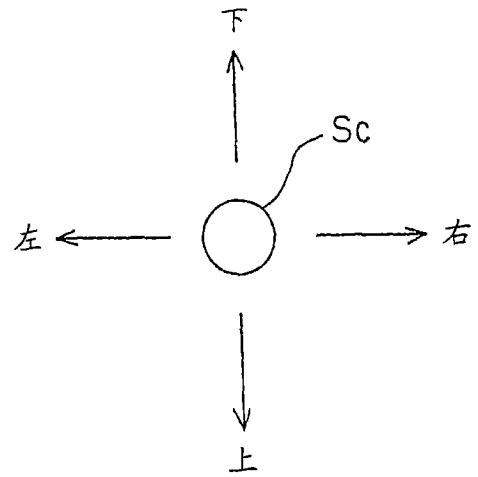


图 6B

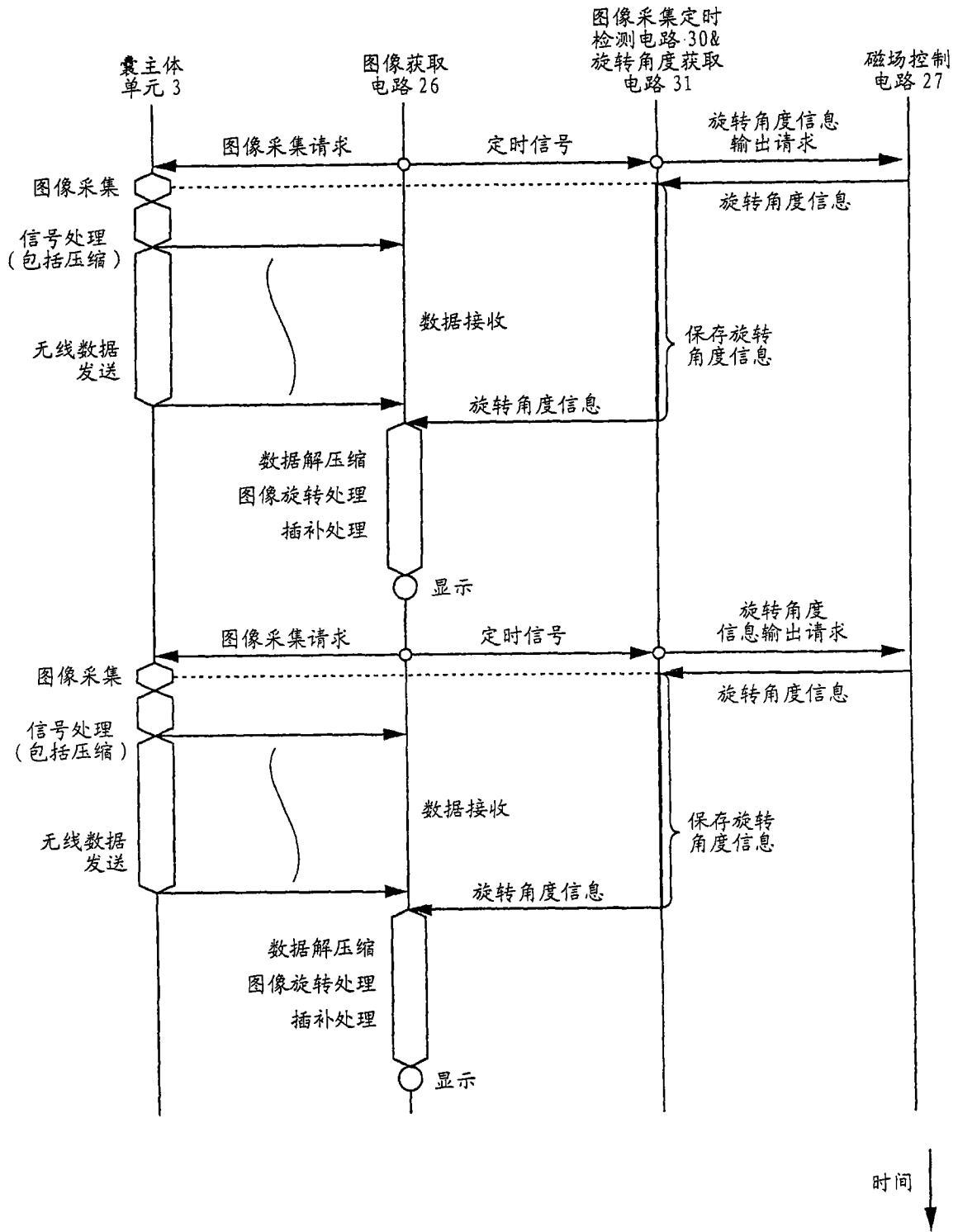


图 7

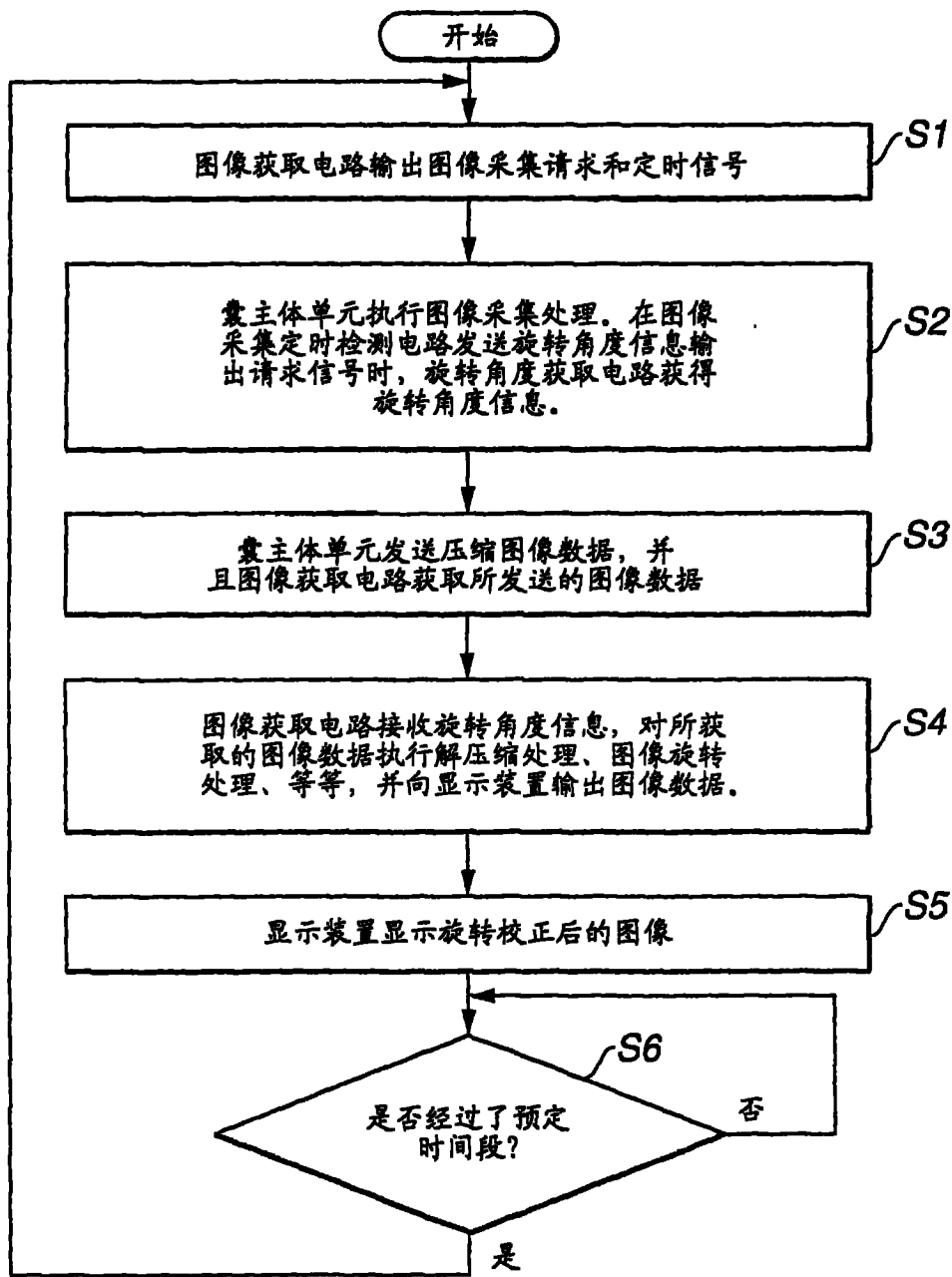


图 8

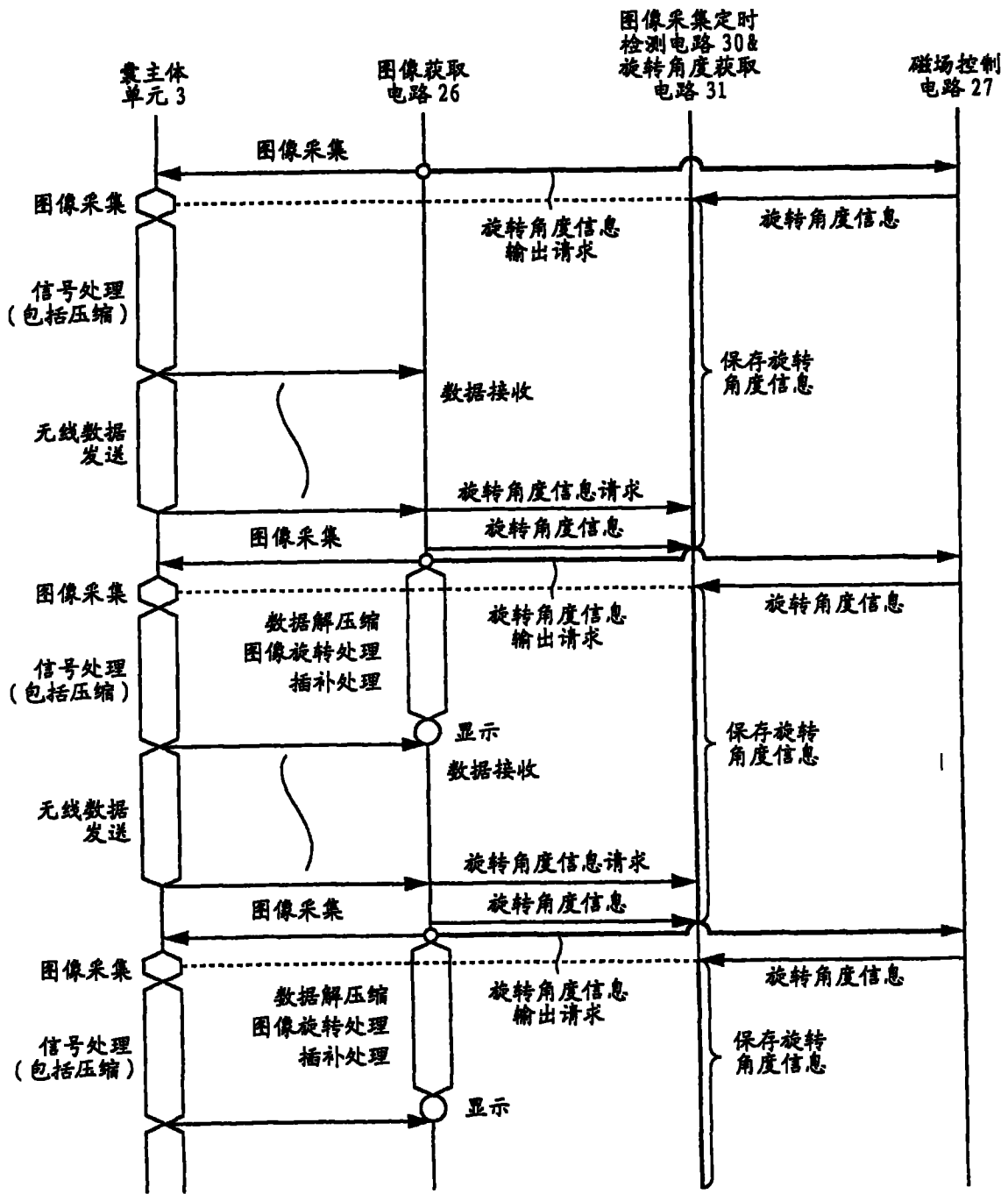


图 9

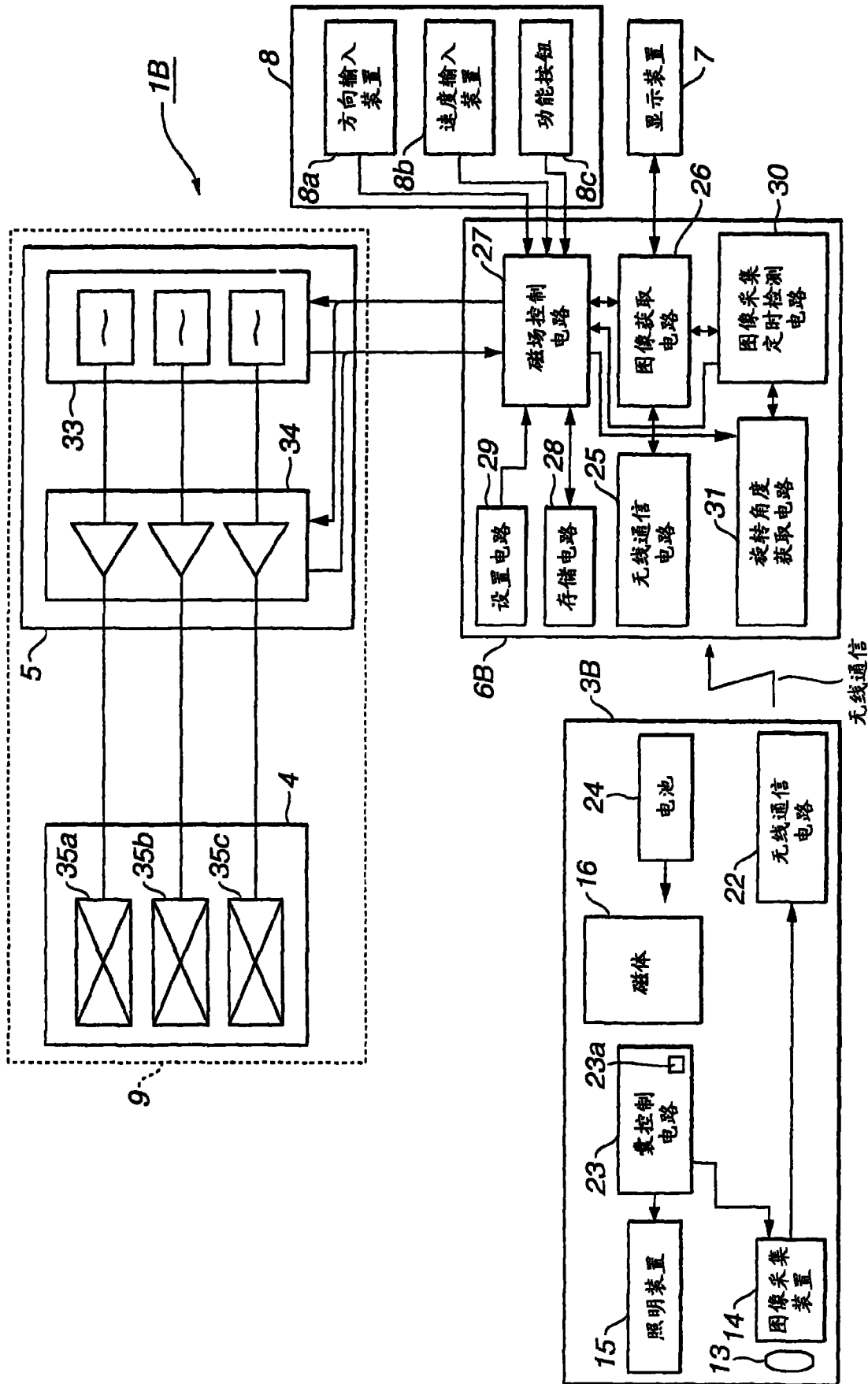


图 10

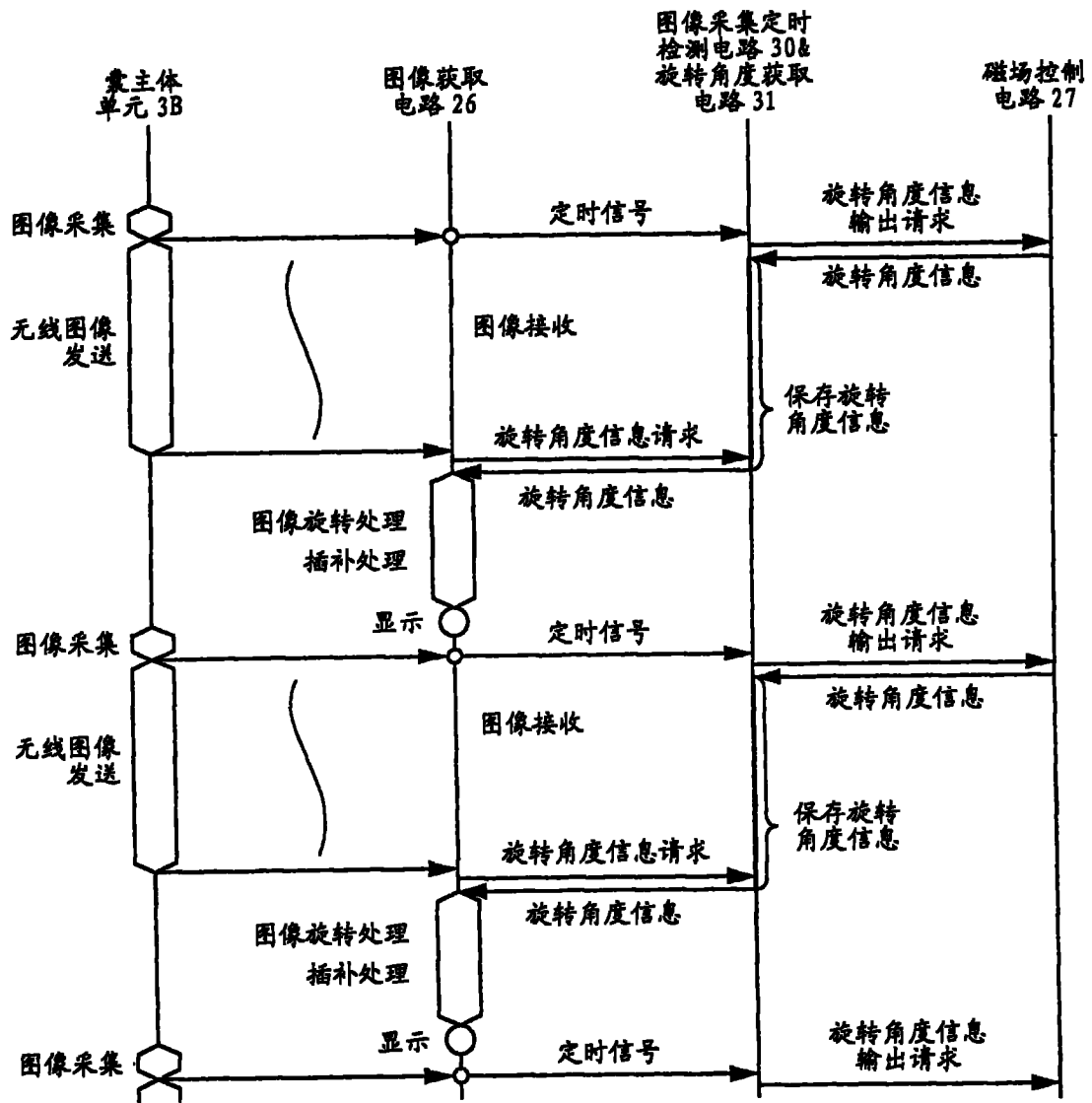


图 11

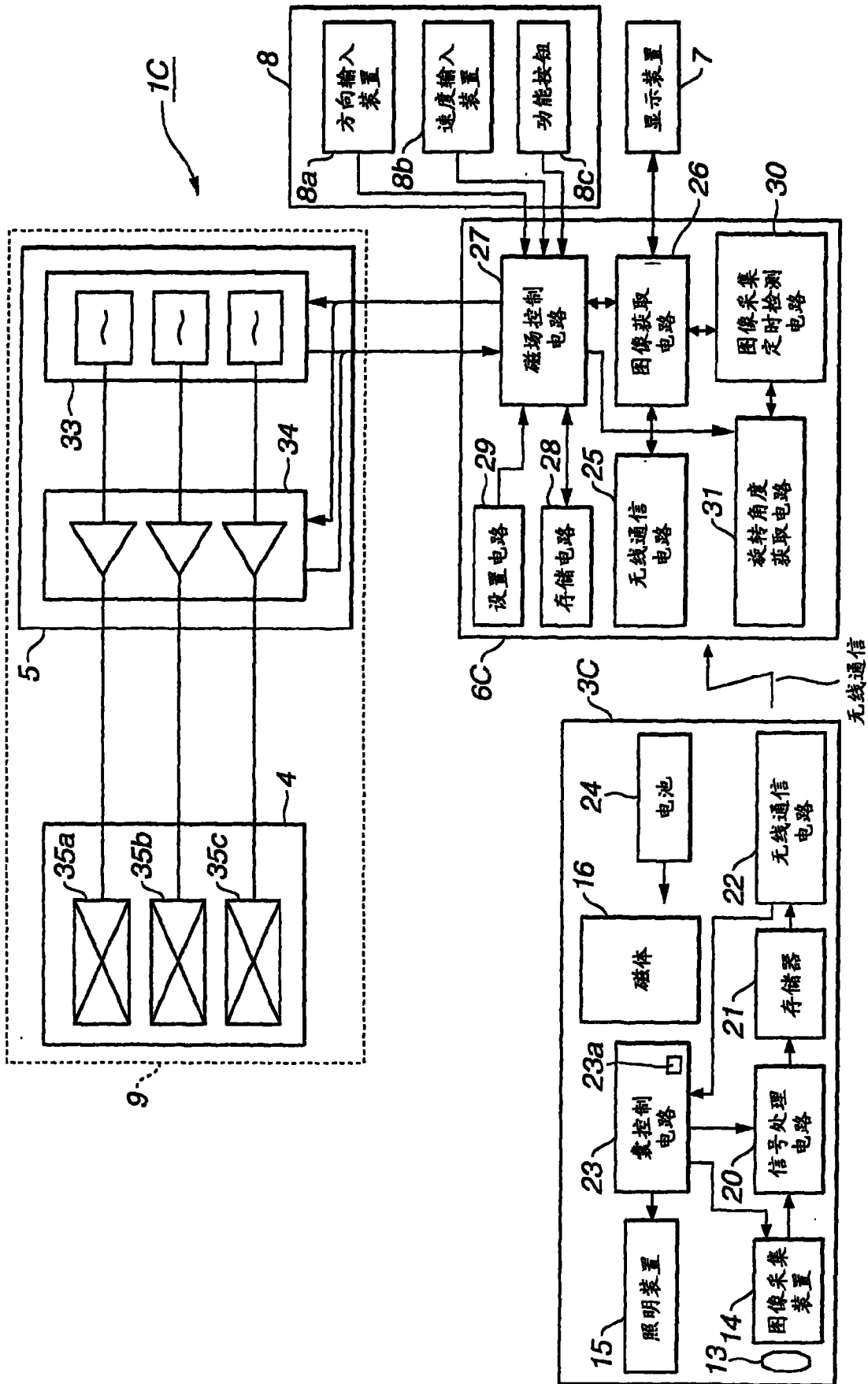


图 12

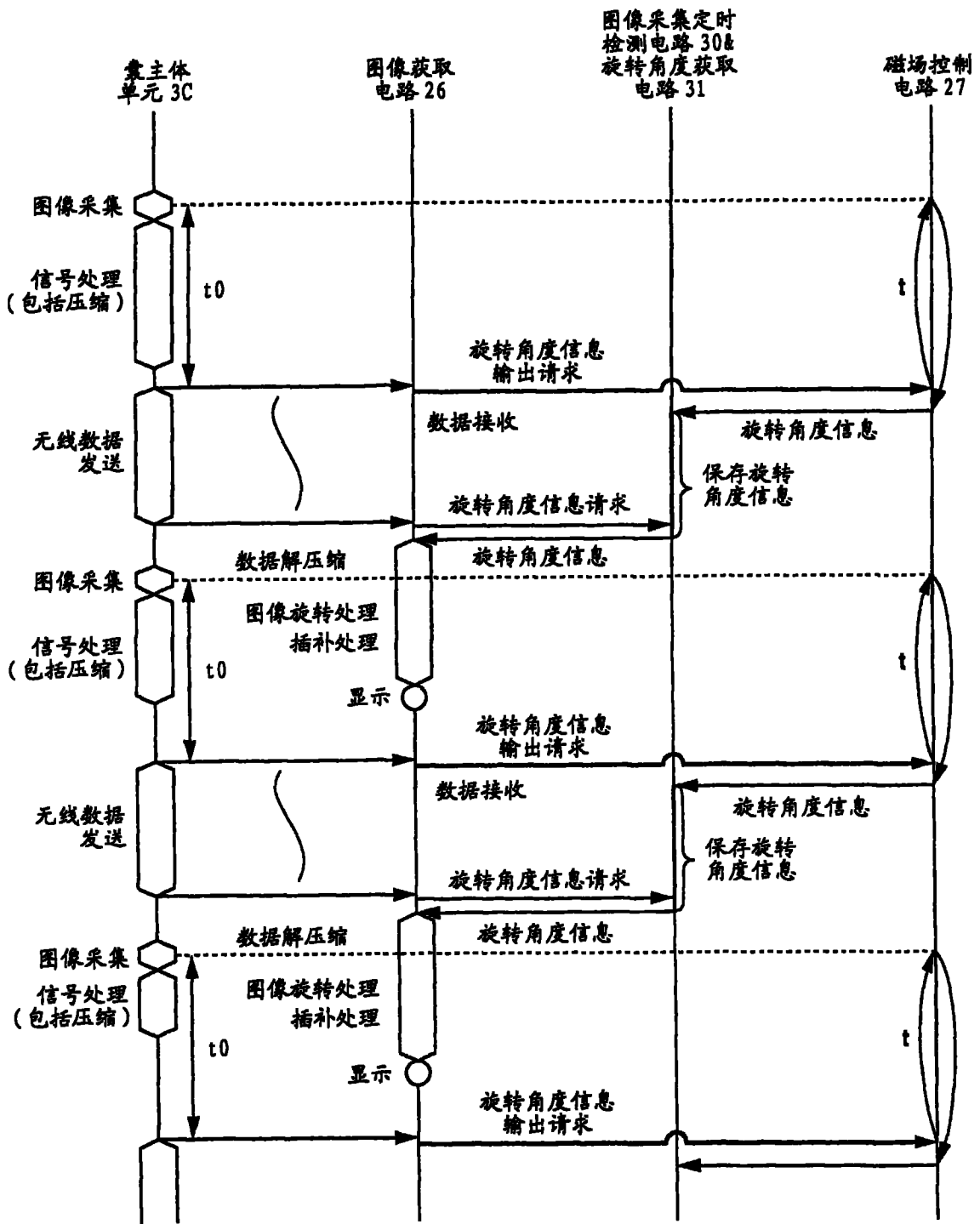


图 13

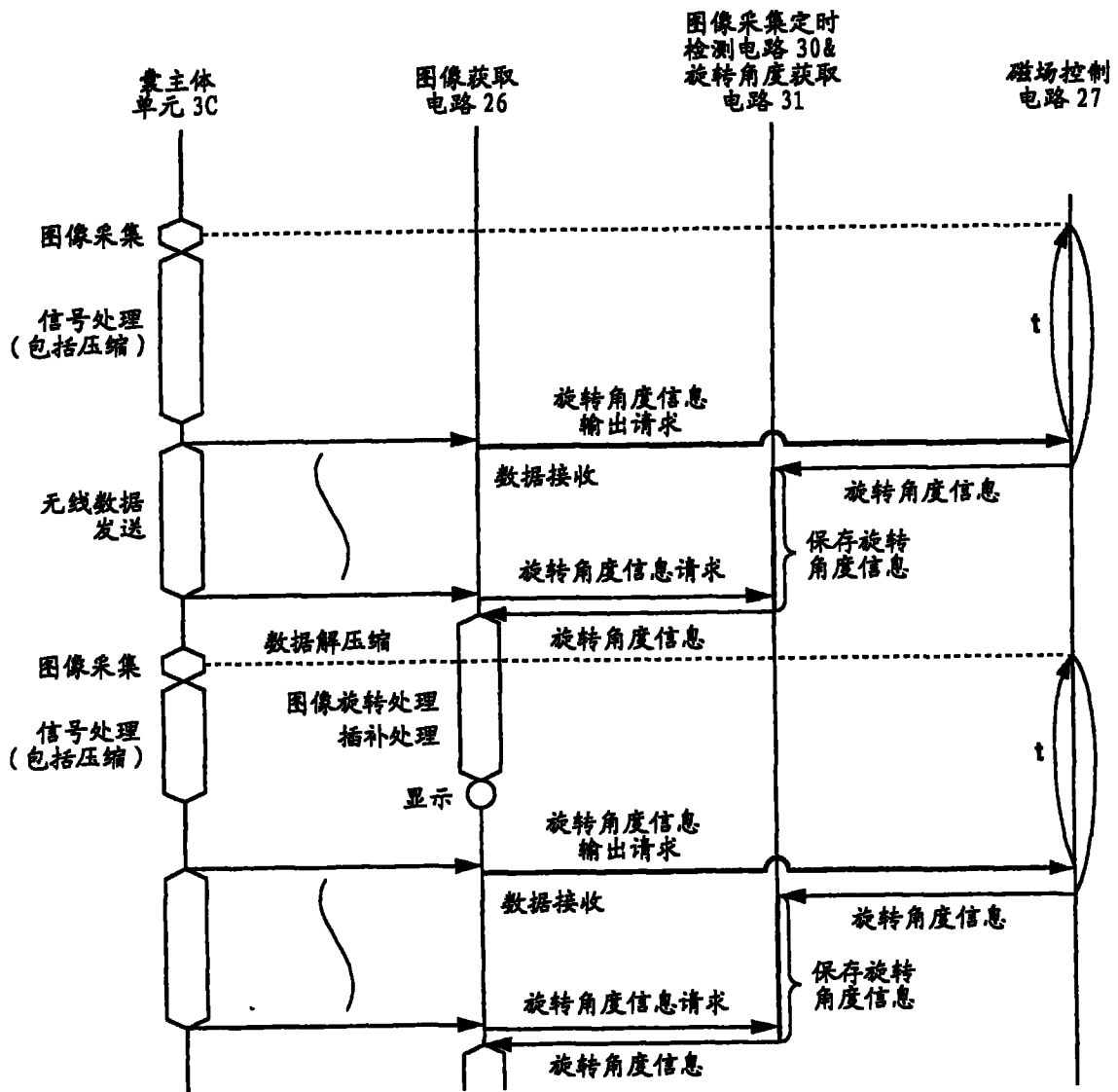


图 14

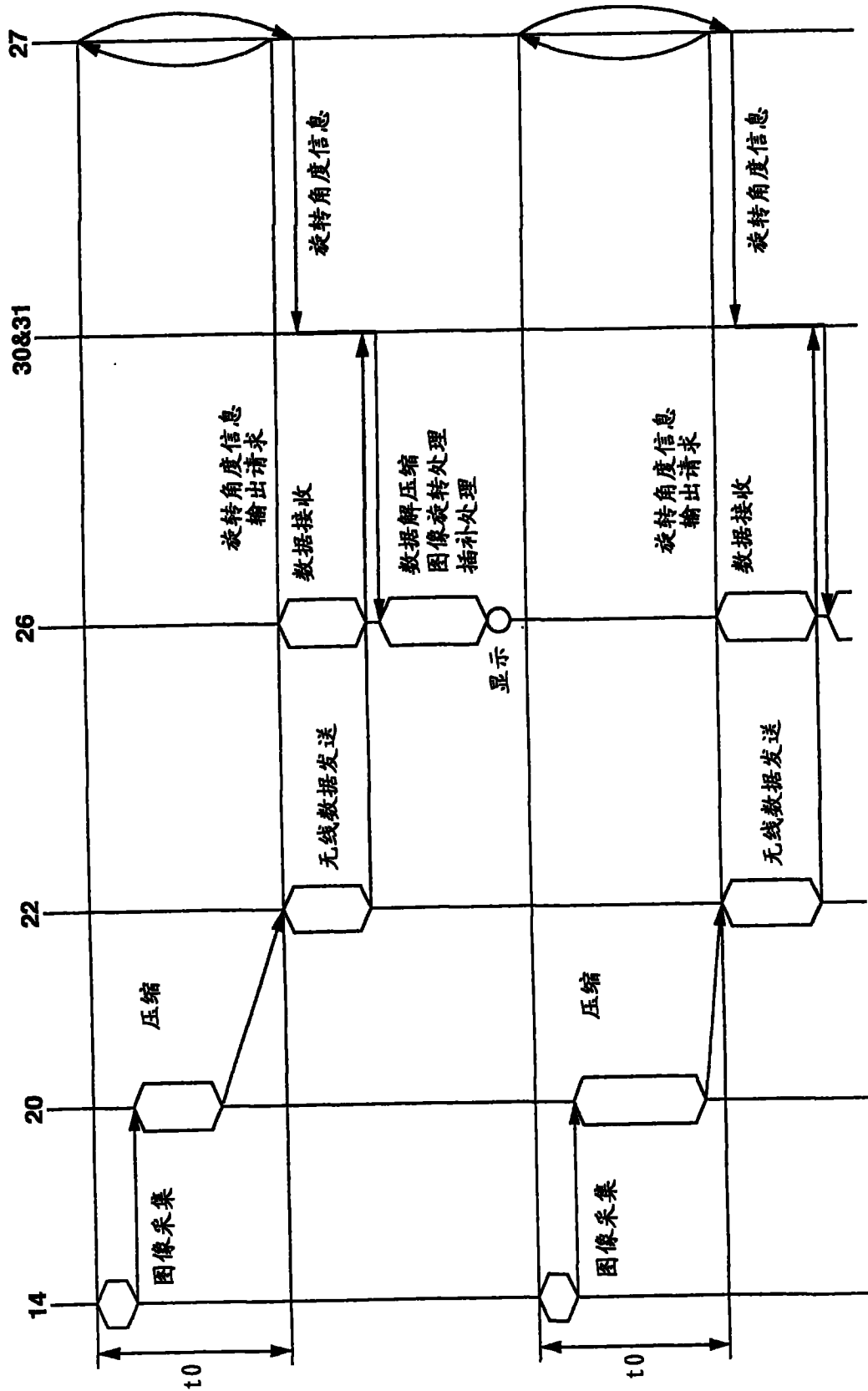


图 15

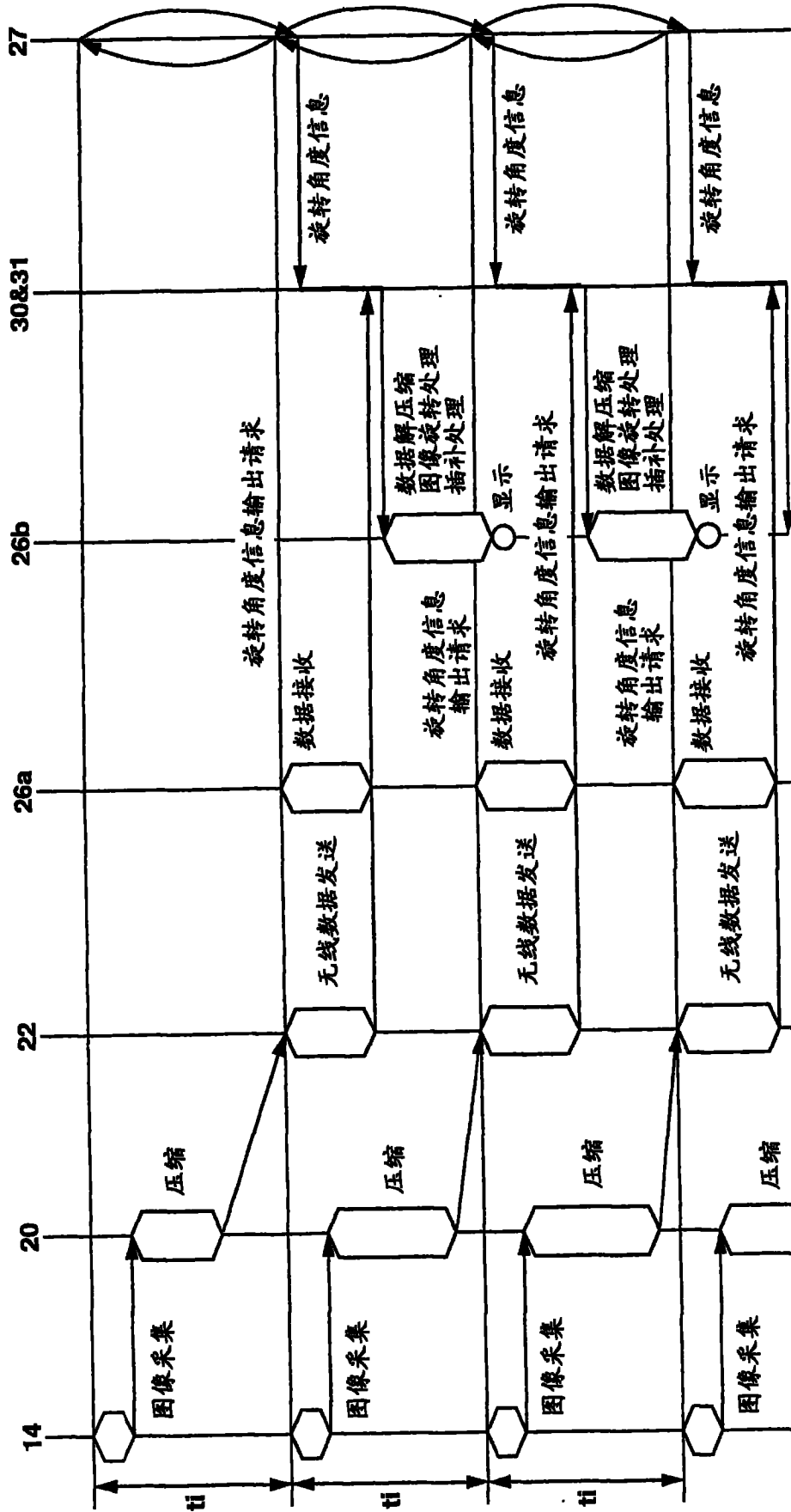


图 16

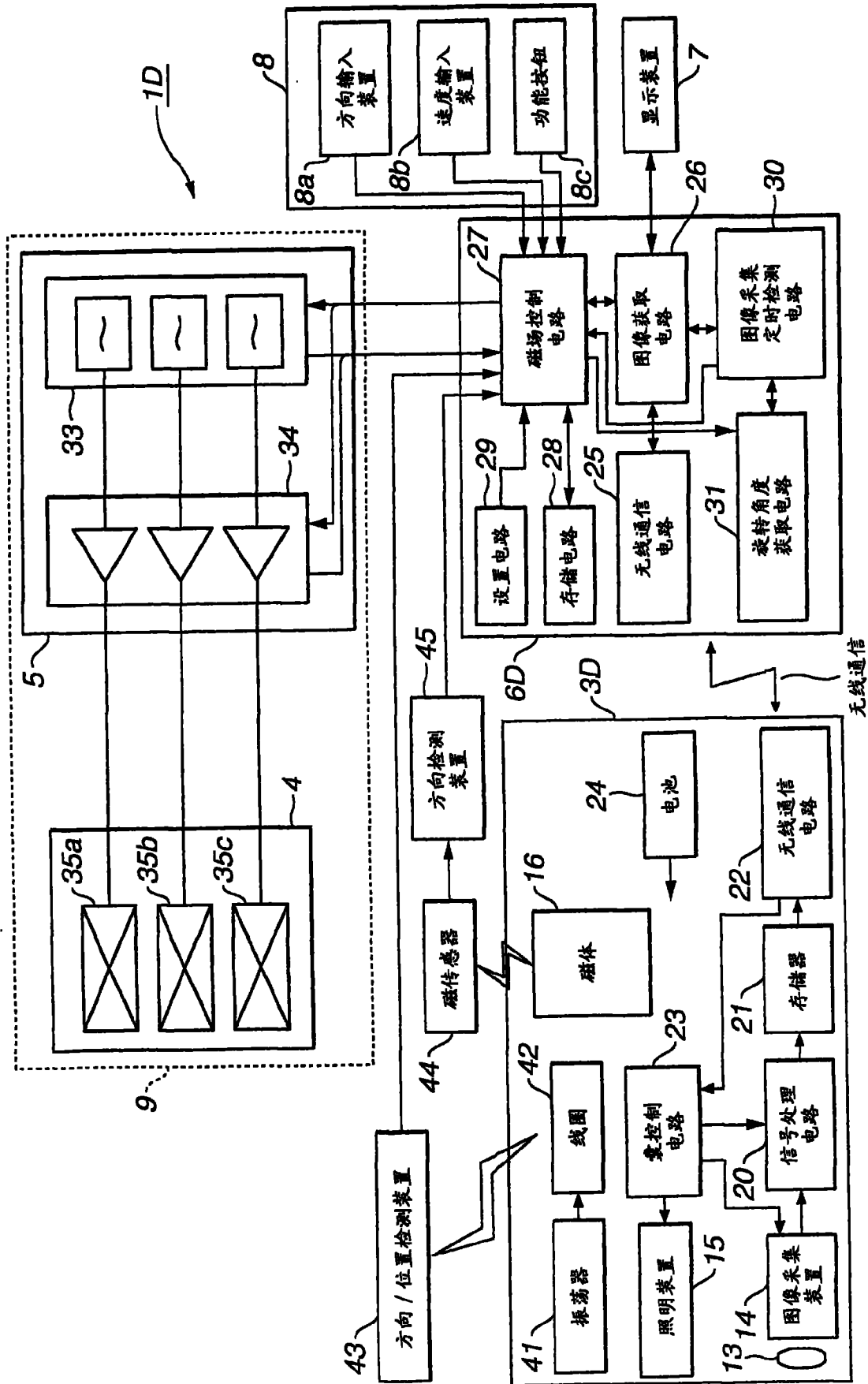


图 17

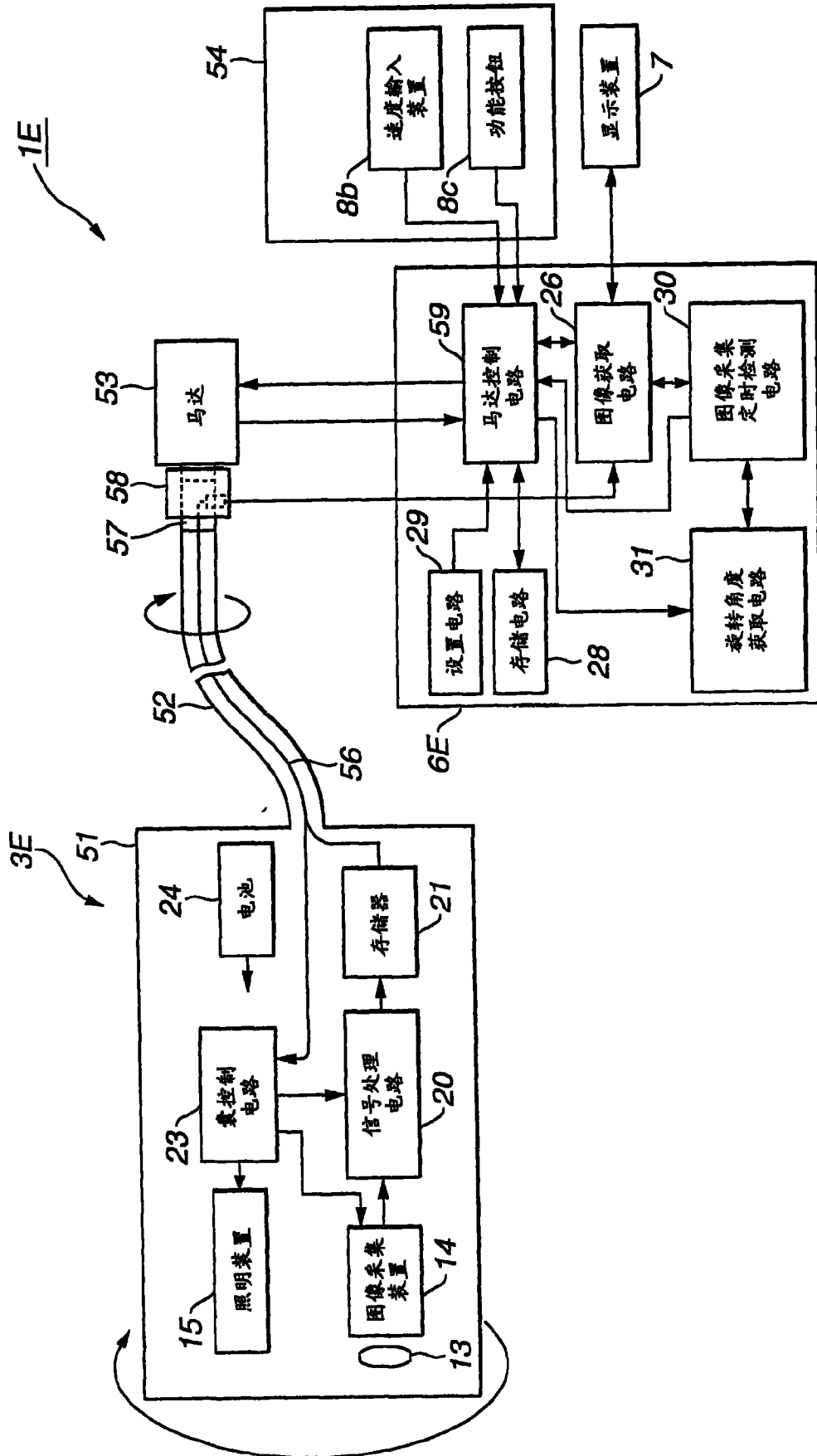


图 18

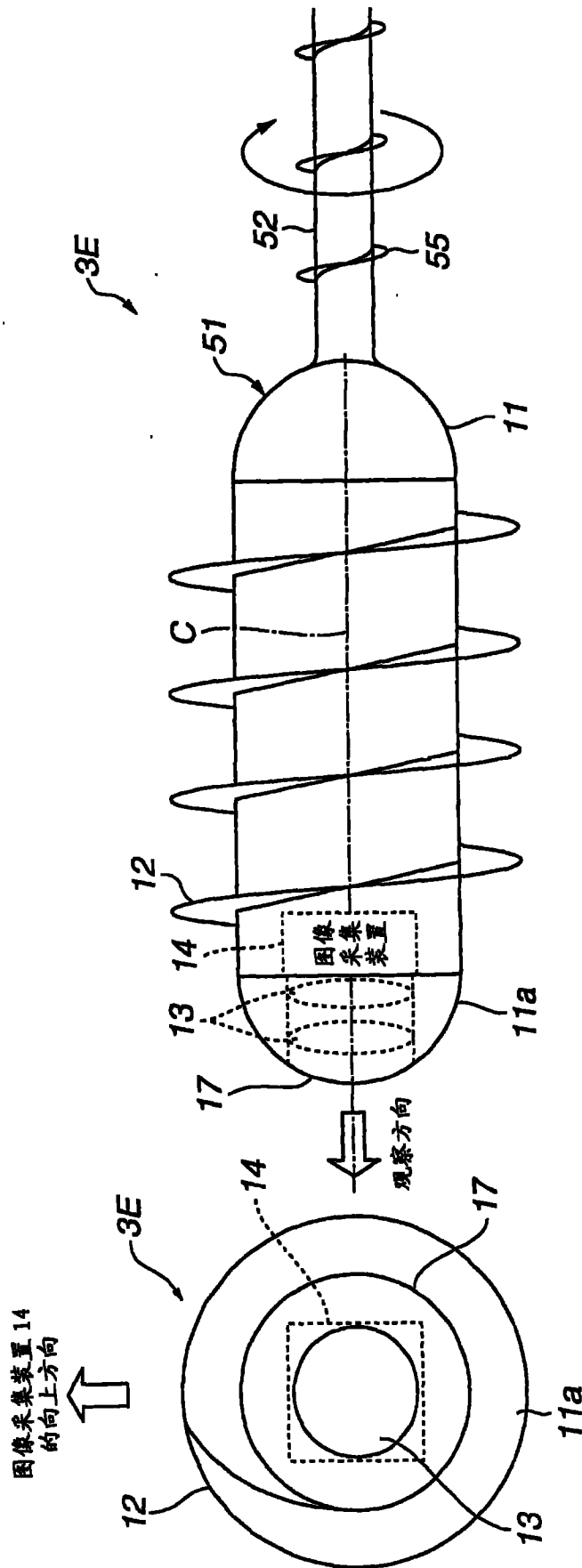


图 19A

图 19B

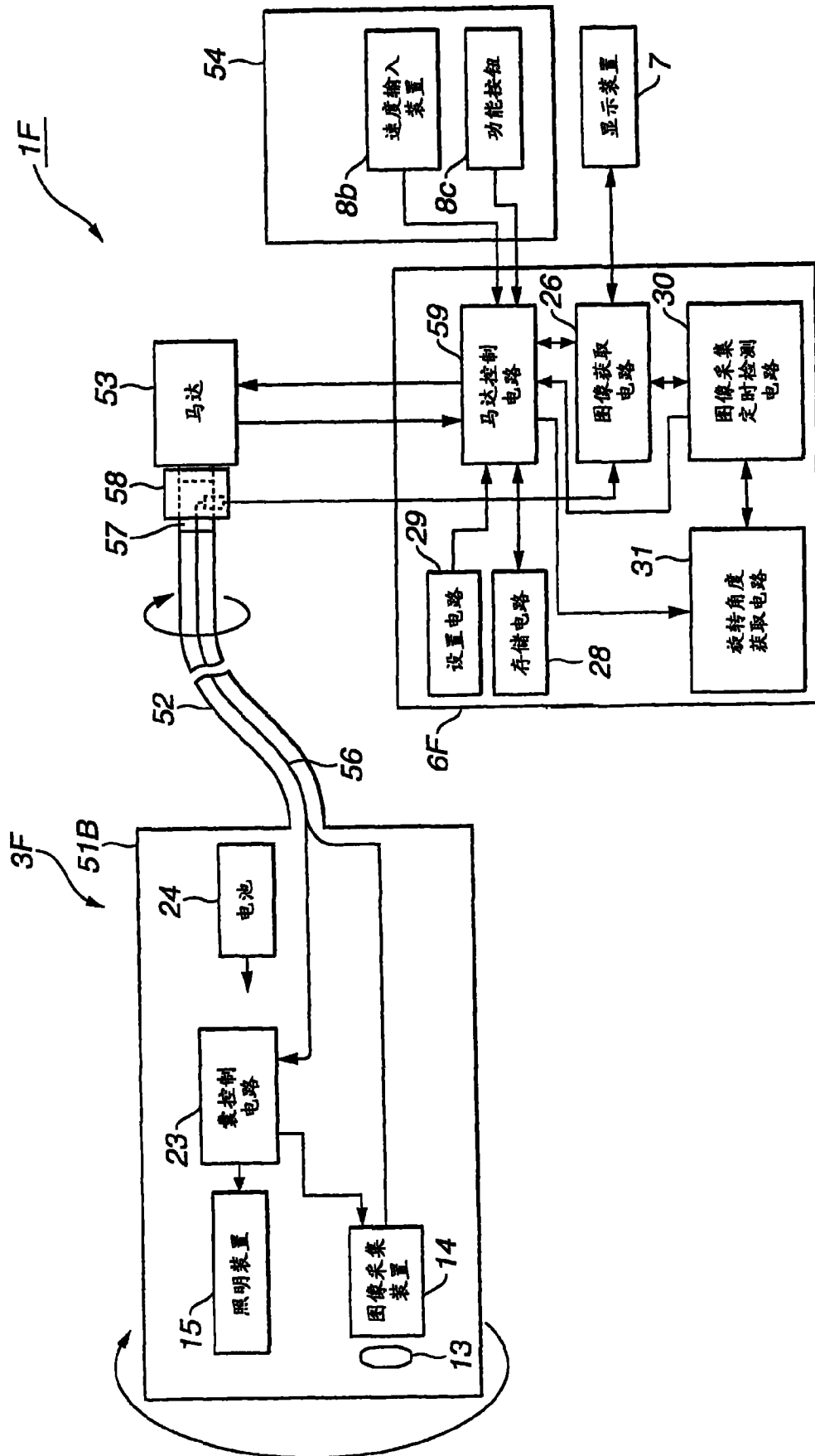


图 20

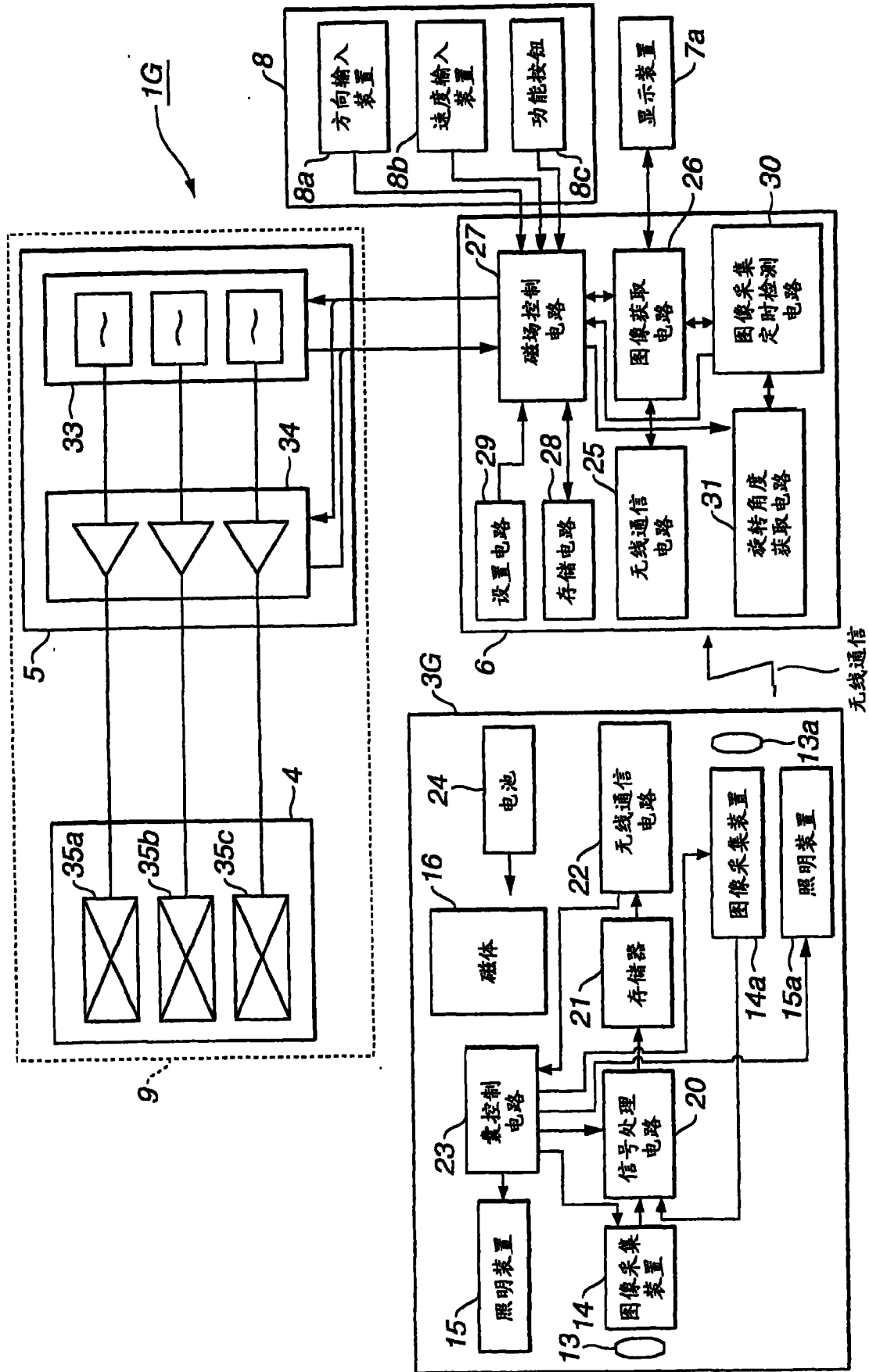


图 21

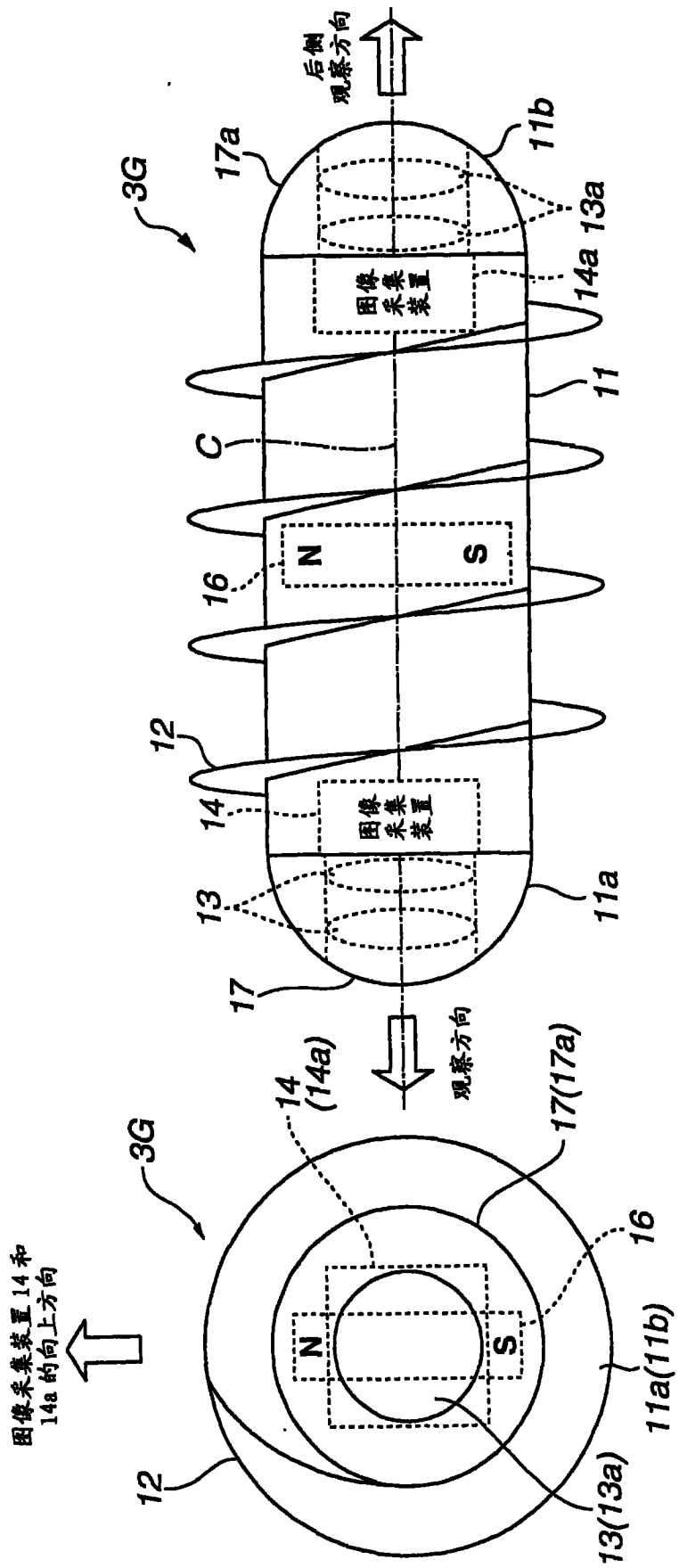


图 22A

图 22B

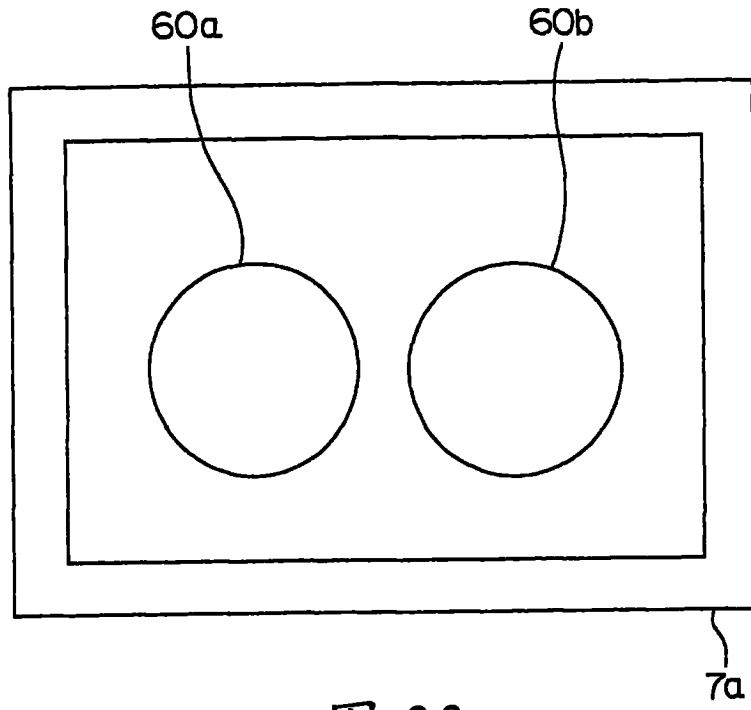


图 23

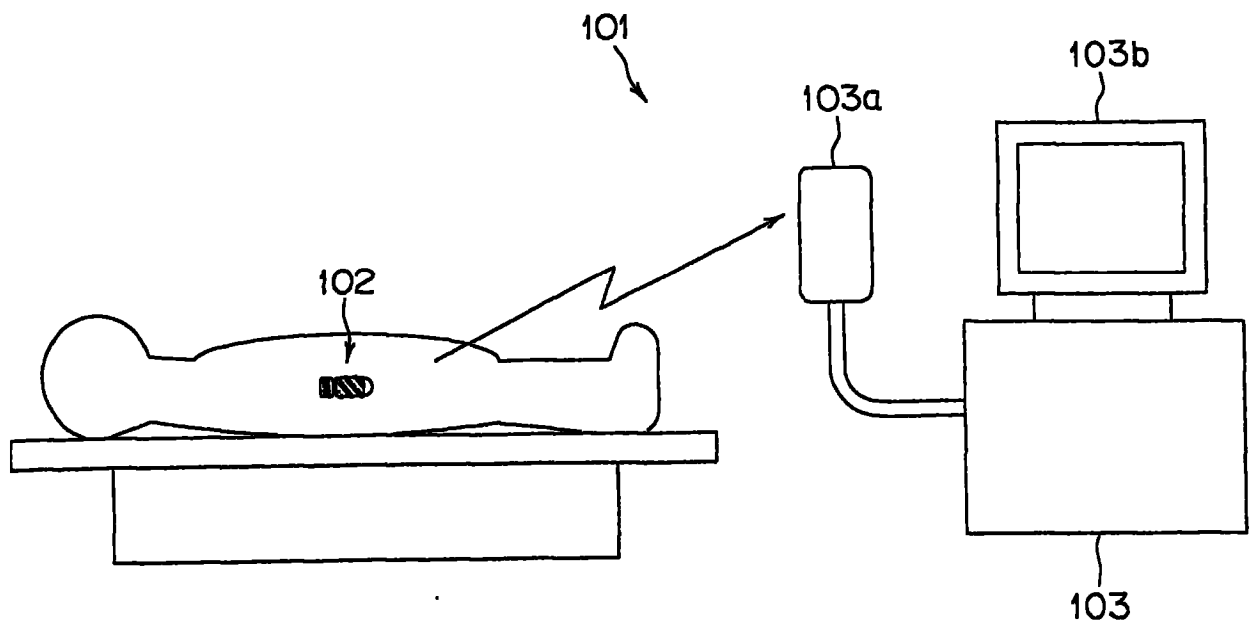


图 24

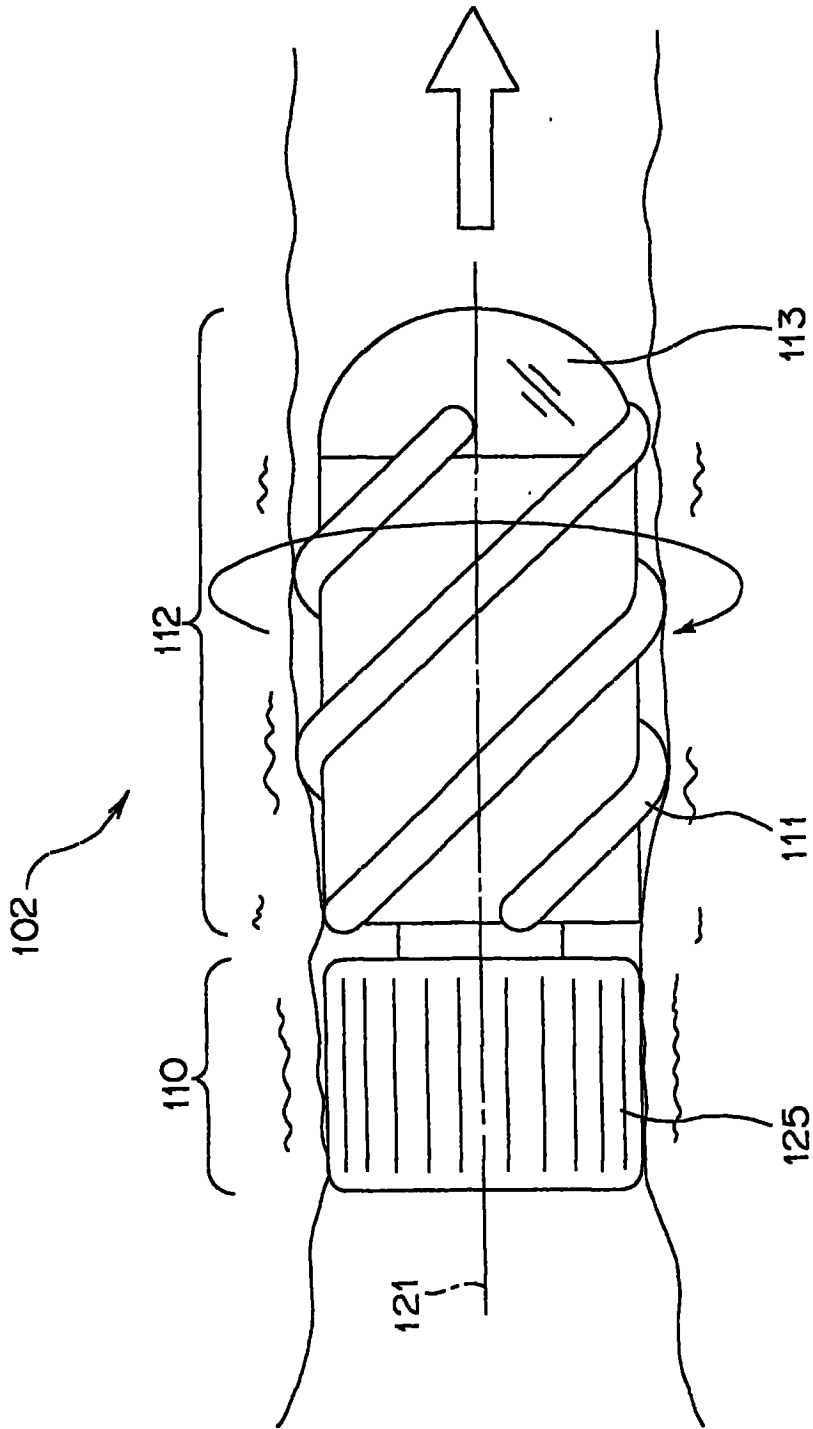


图 25

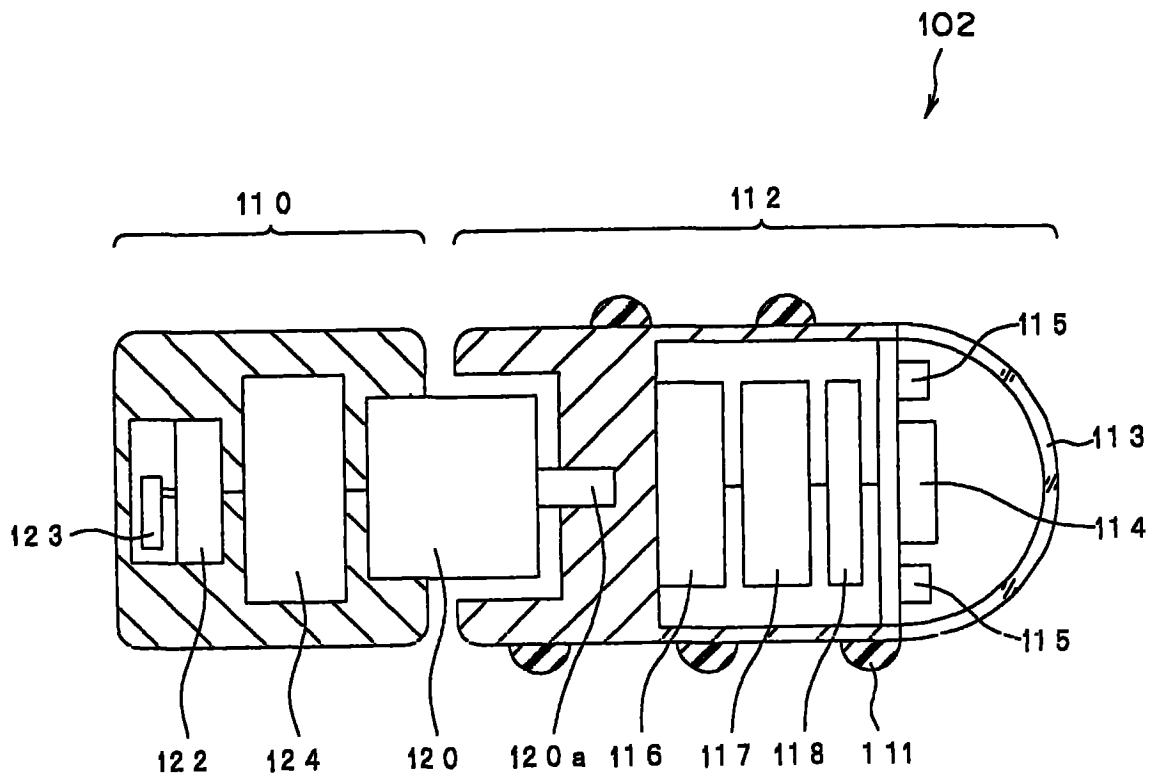


图 26

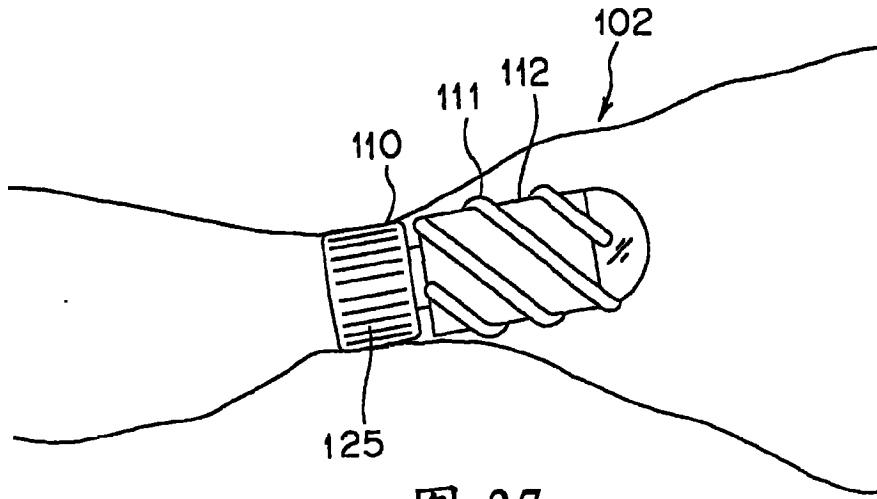


图 27

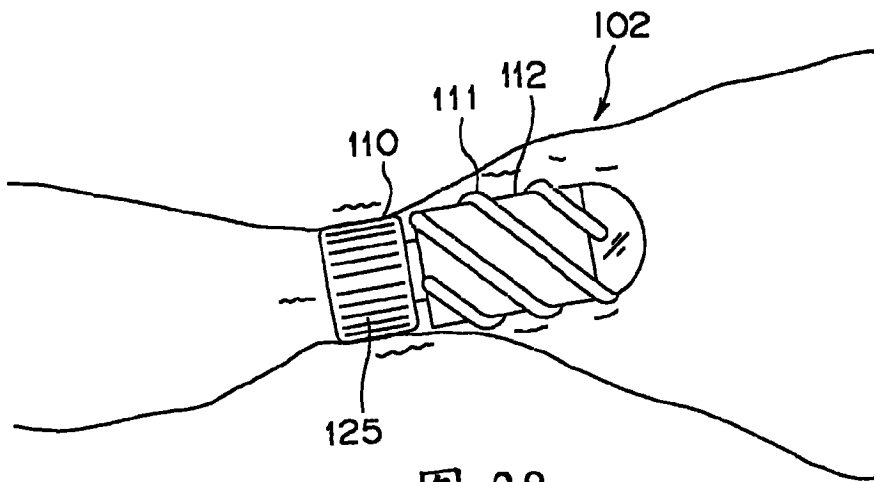


图 28

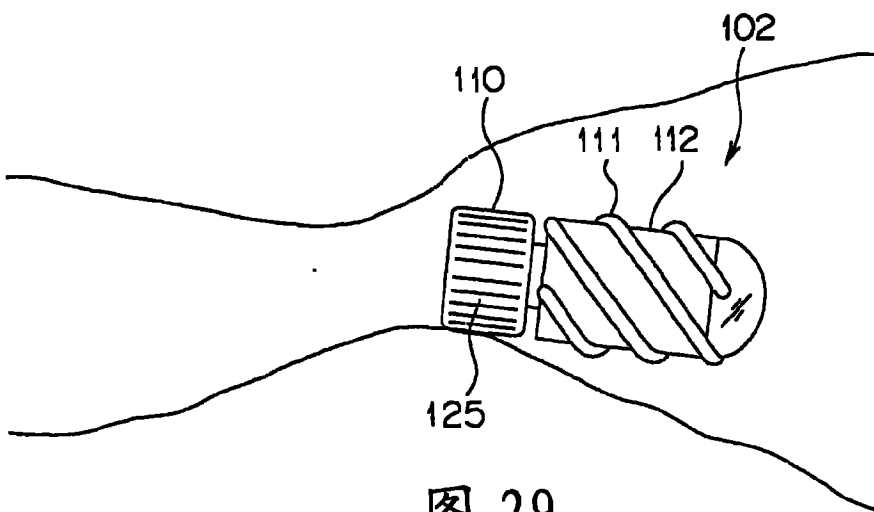


图 29

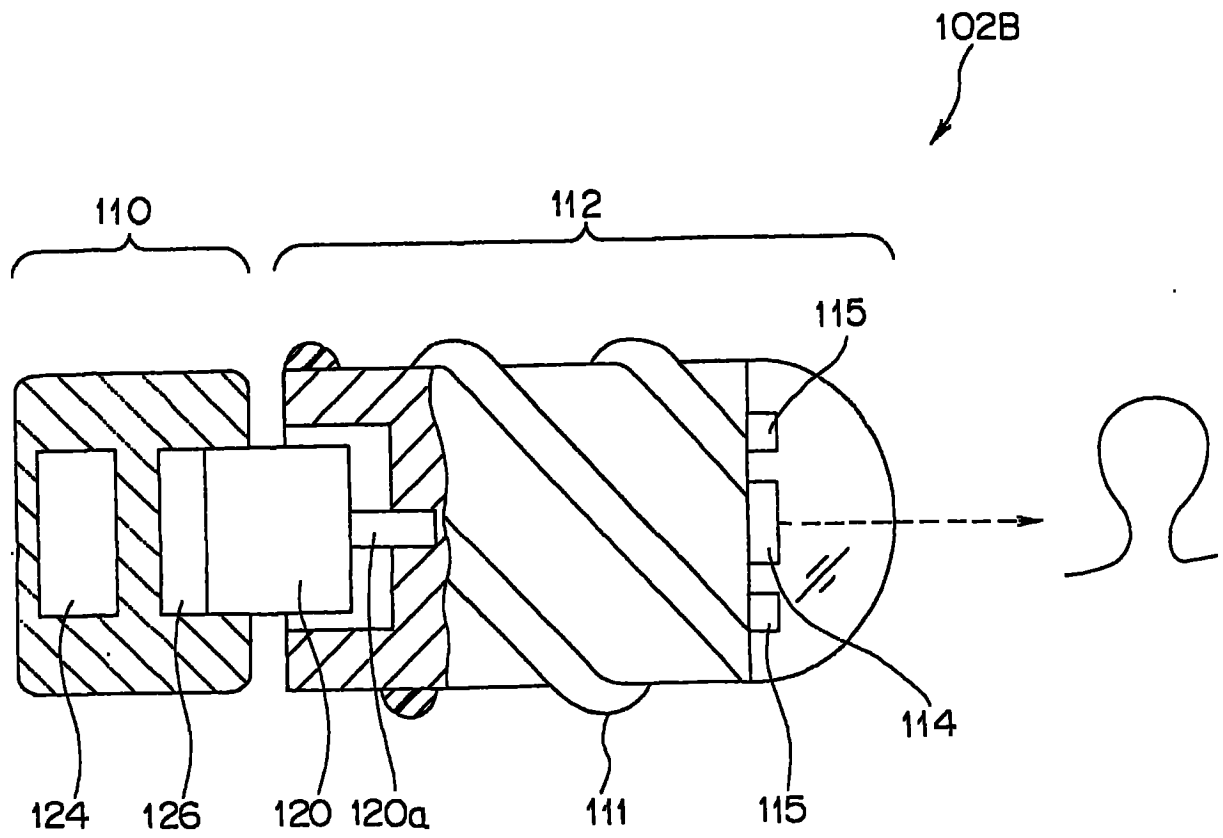


图 30

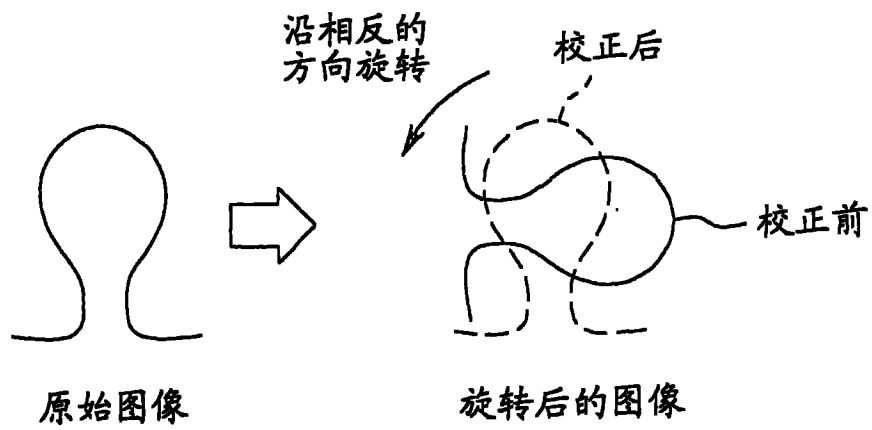


图 31

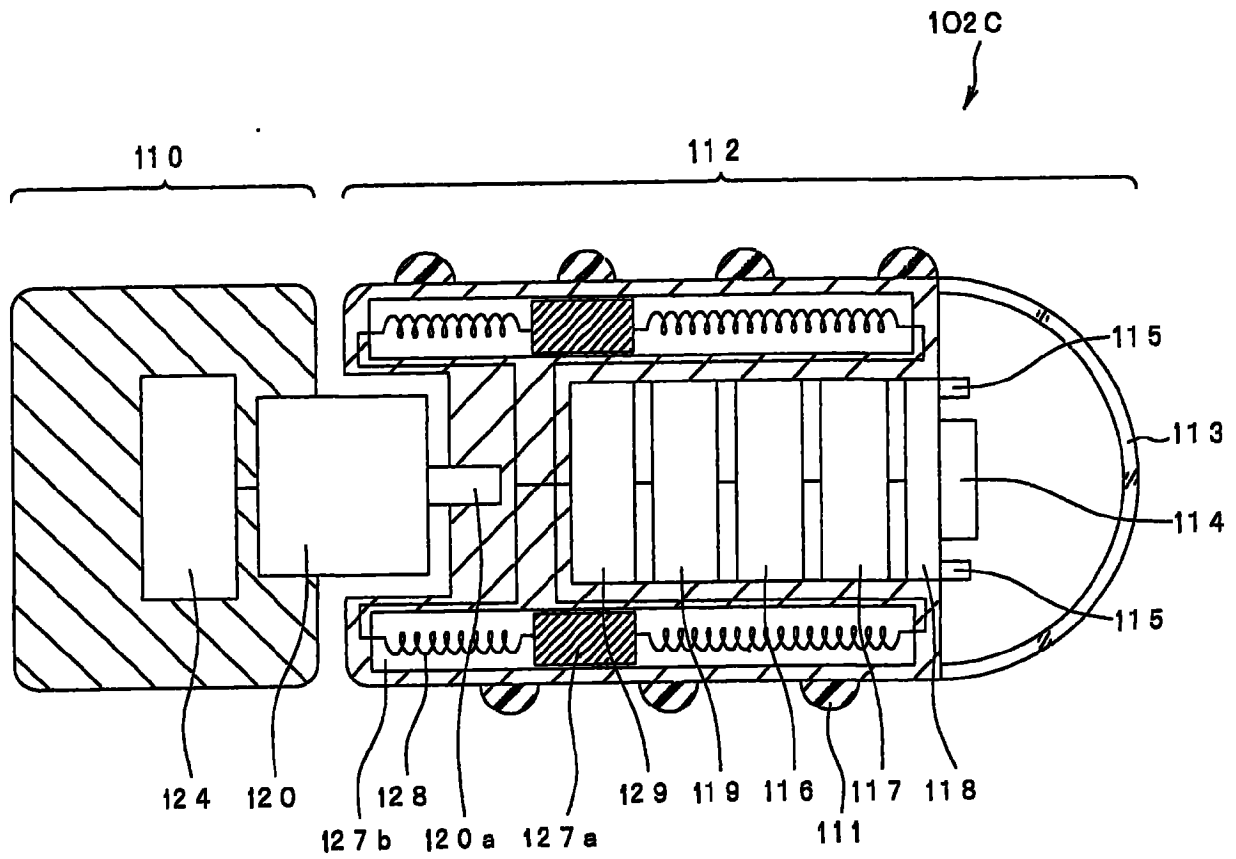


图 32

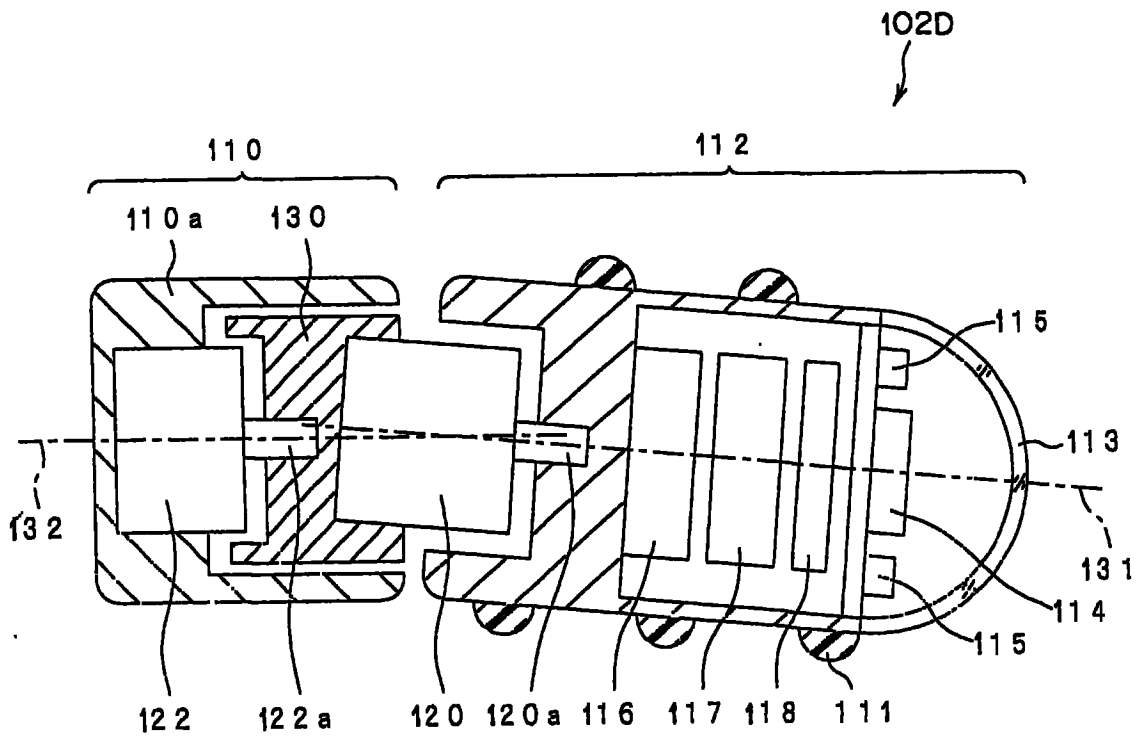


图 33

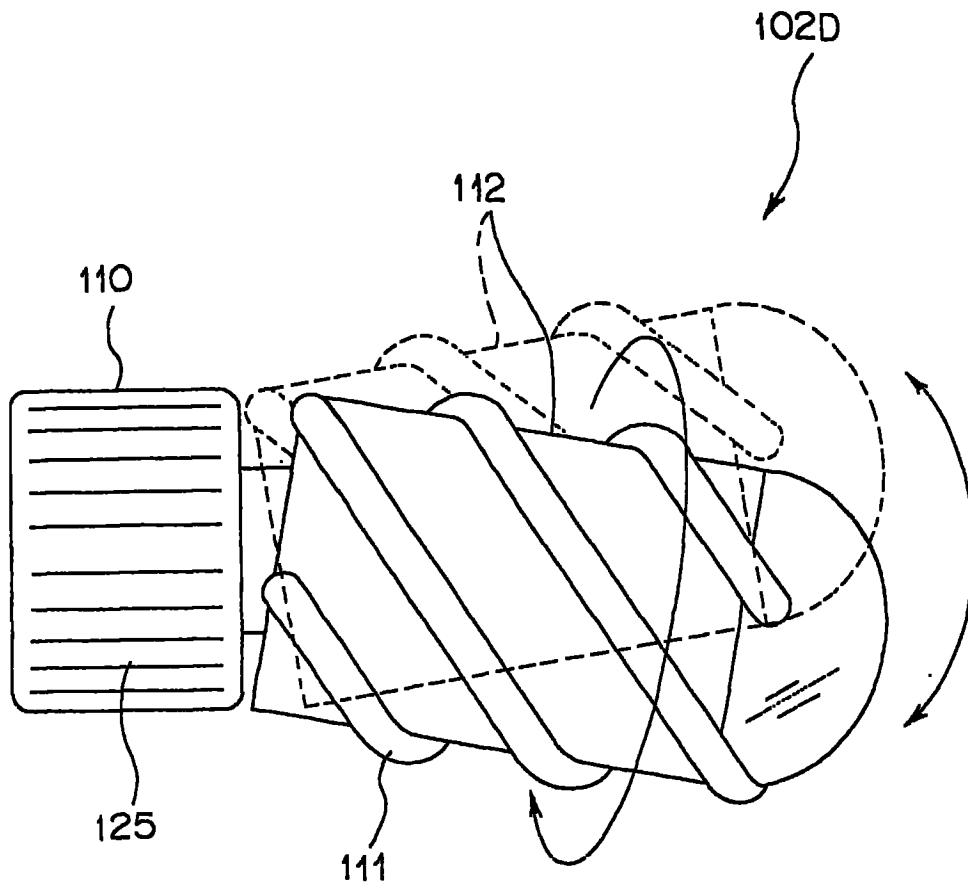


图 34

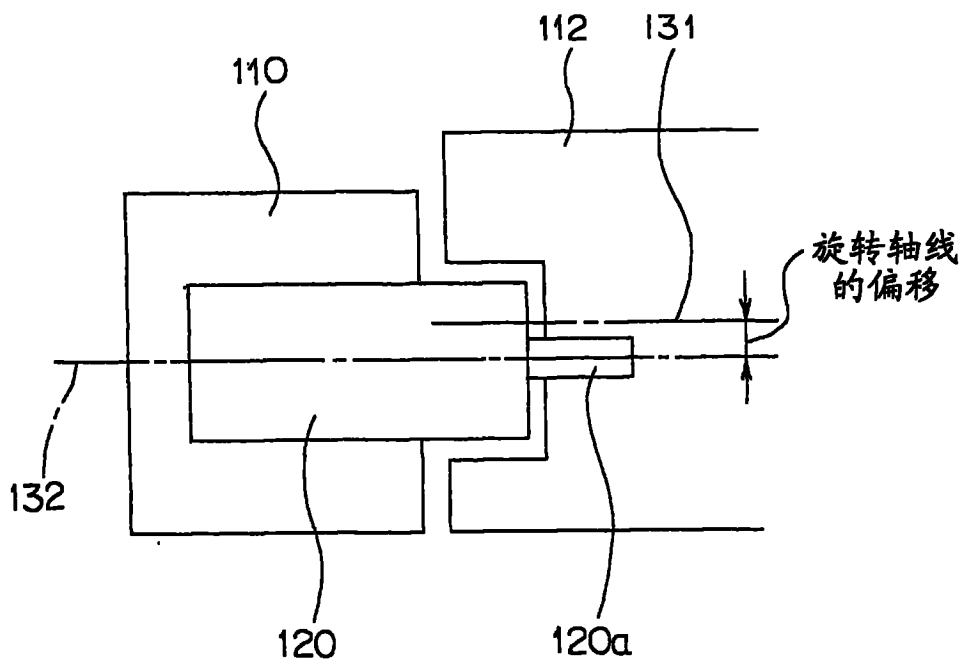


图 35

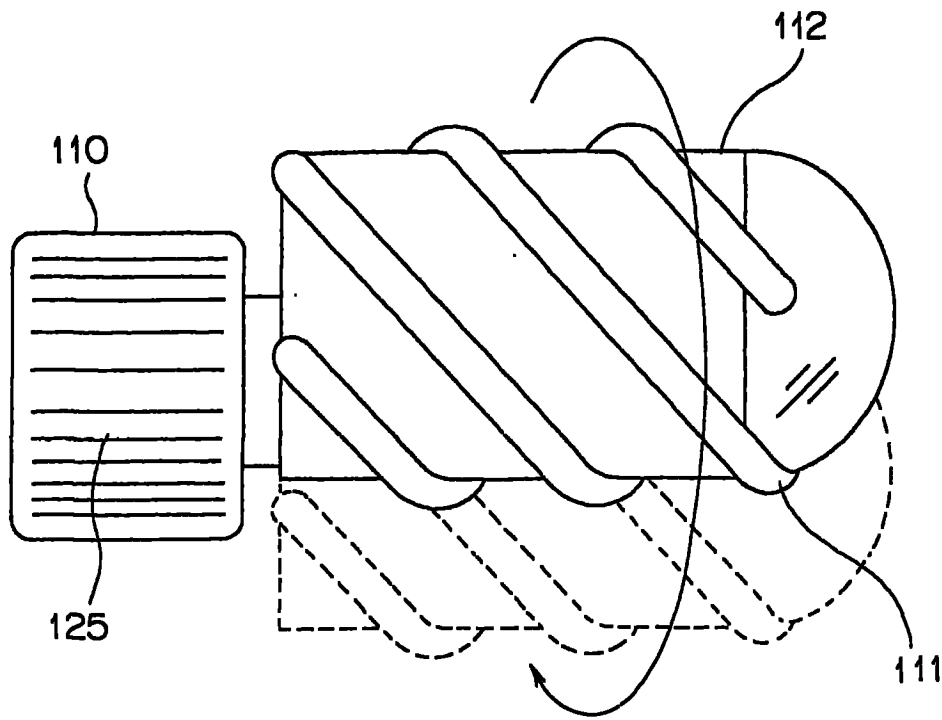


图 36

102F
↓

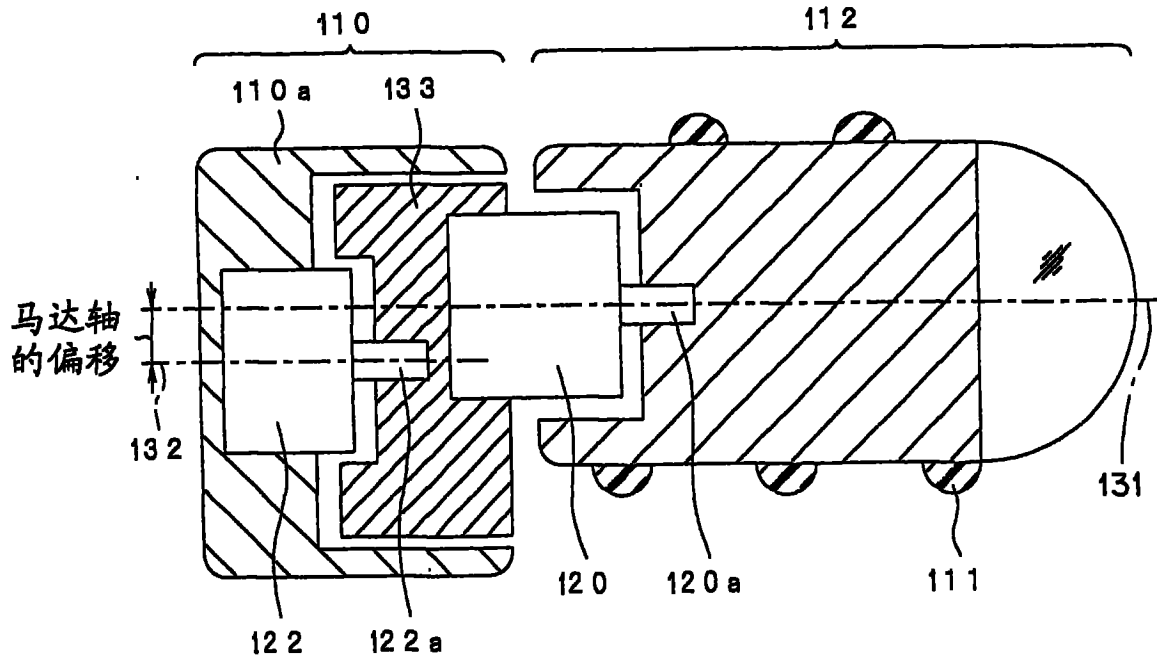


图 37

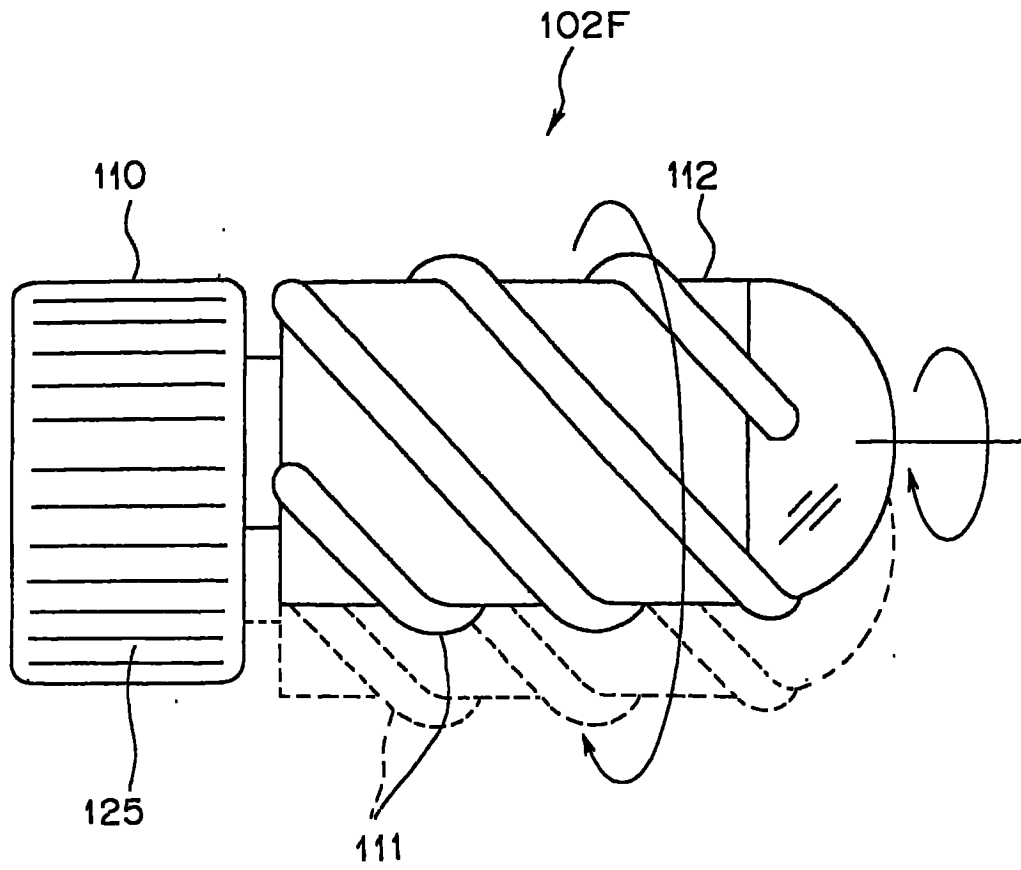


图 38

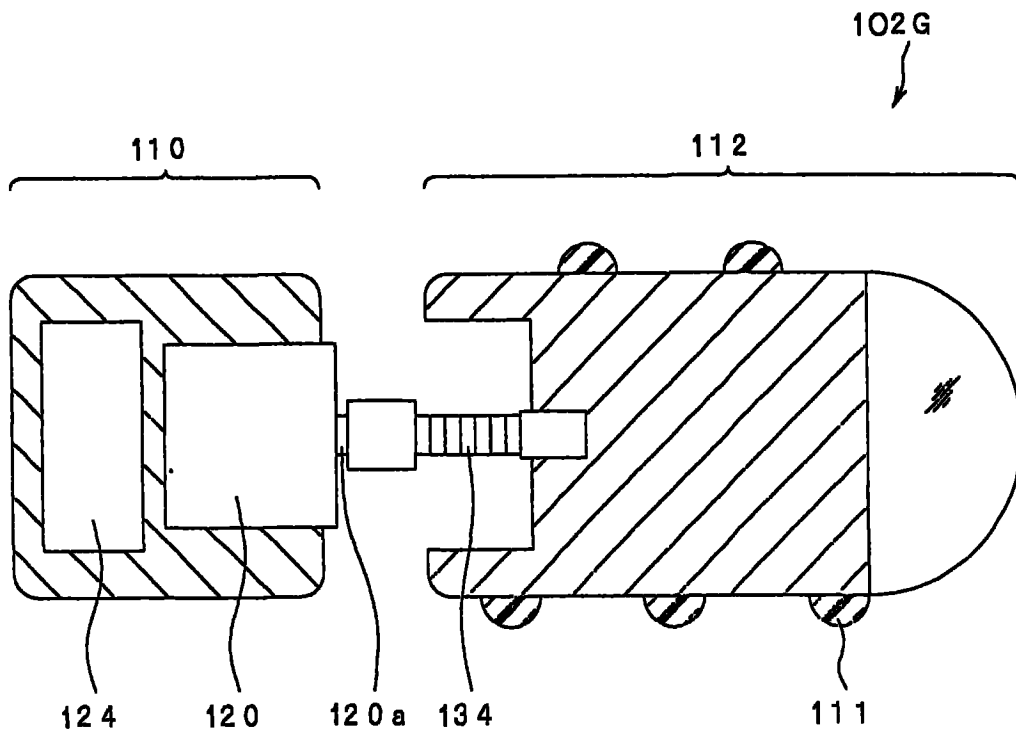


图 39

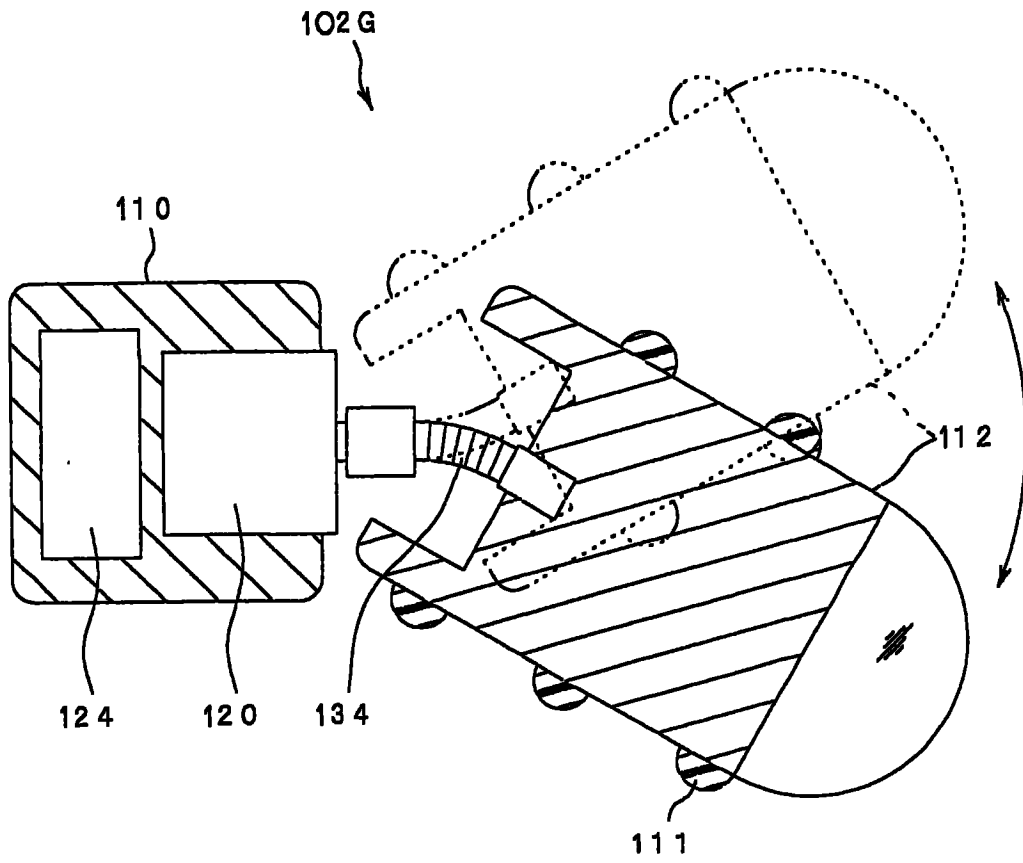


图 40

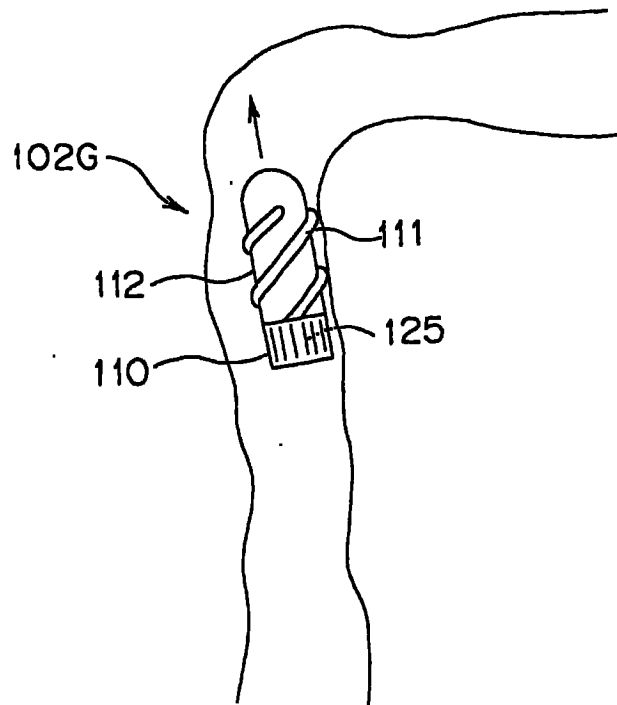


图 41

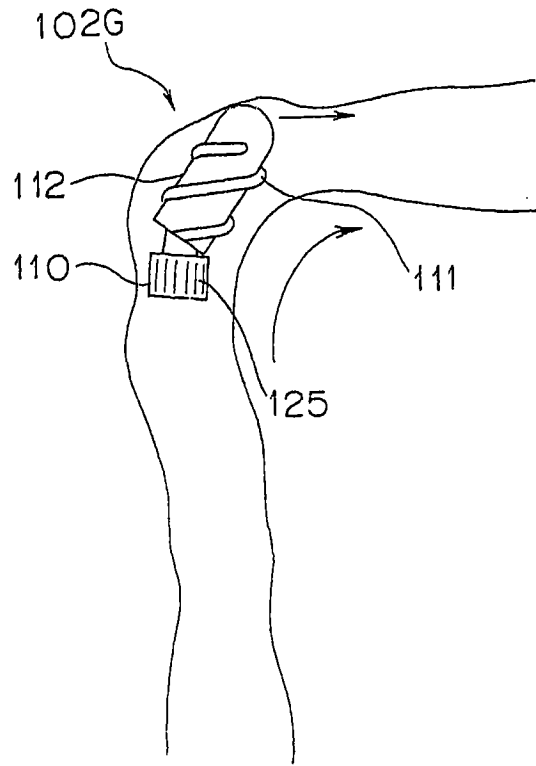


图 42

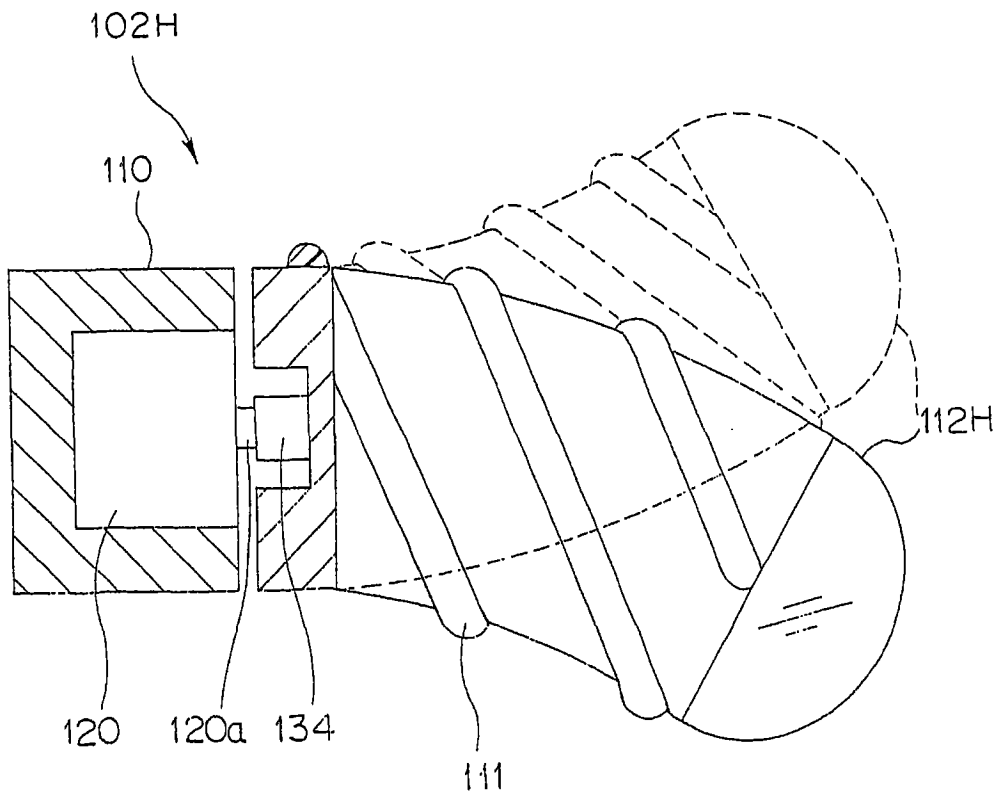


图 43

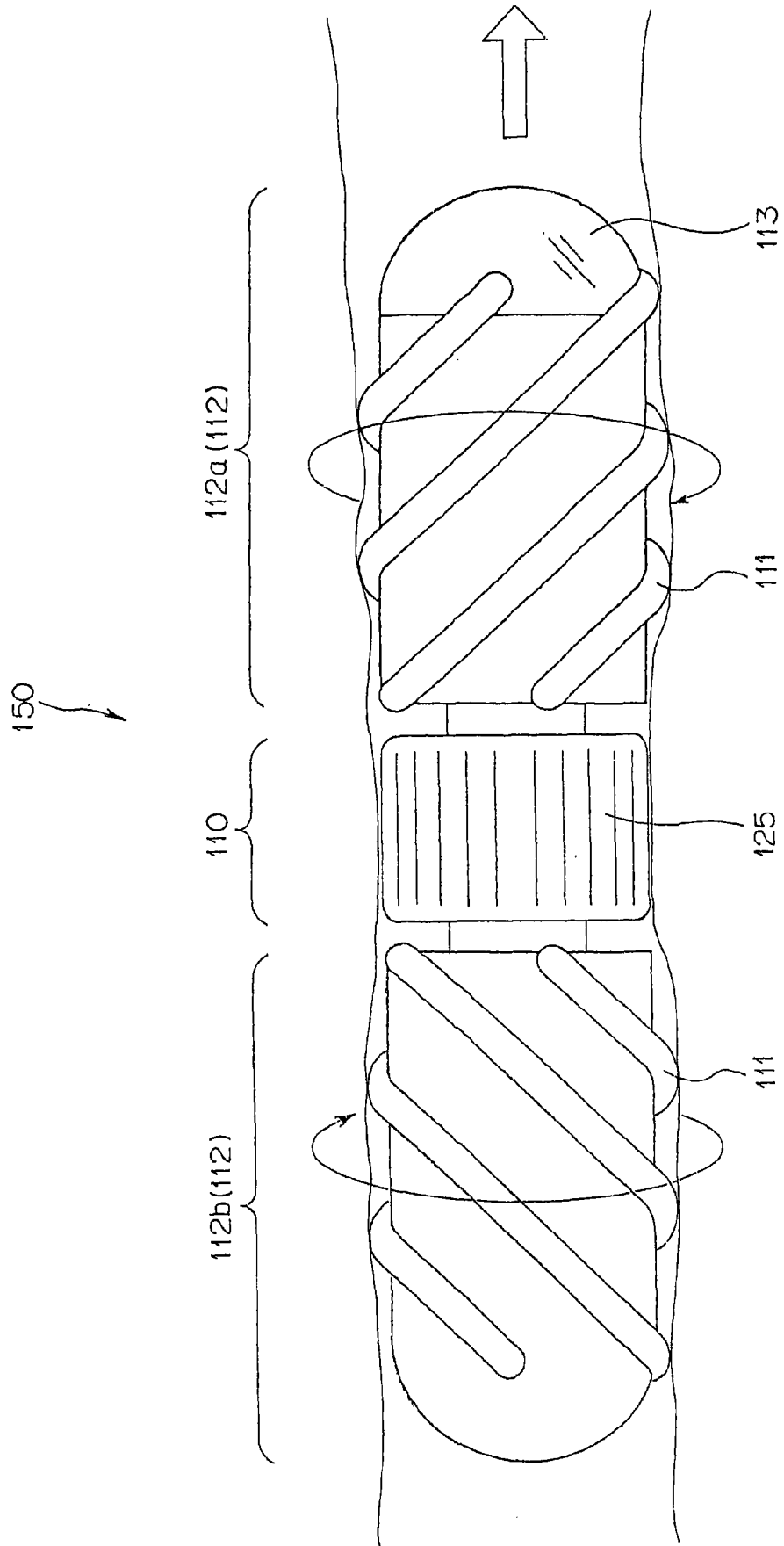


图 44

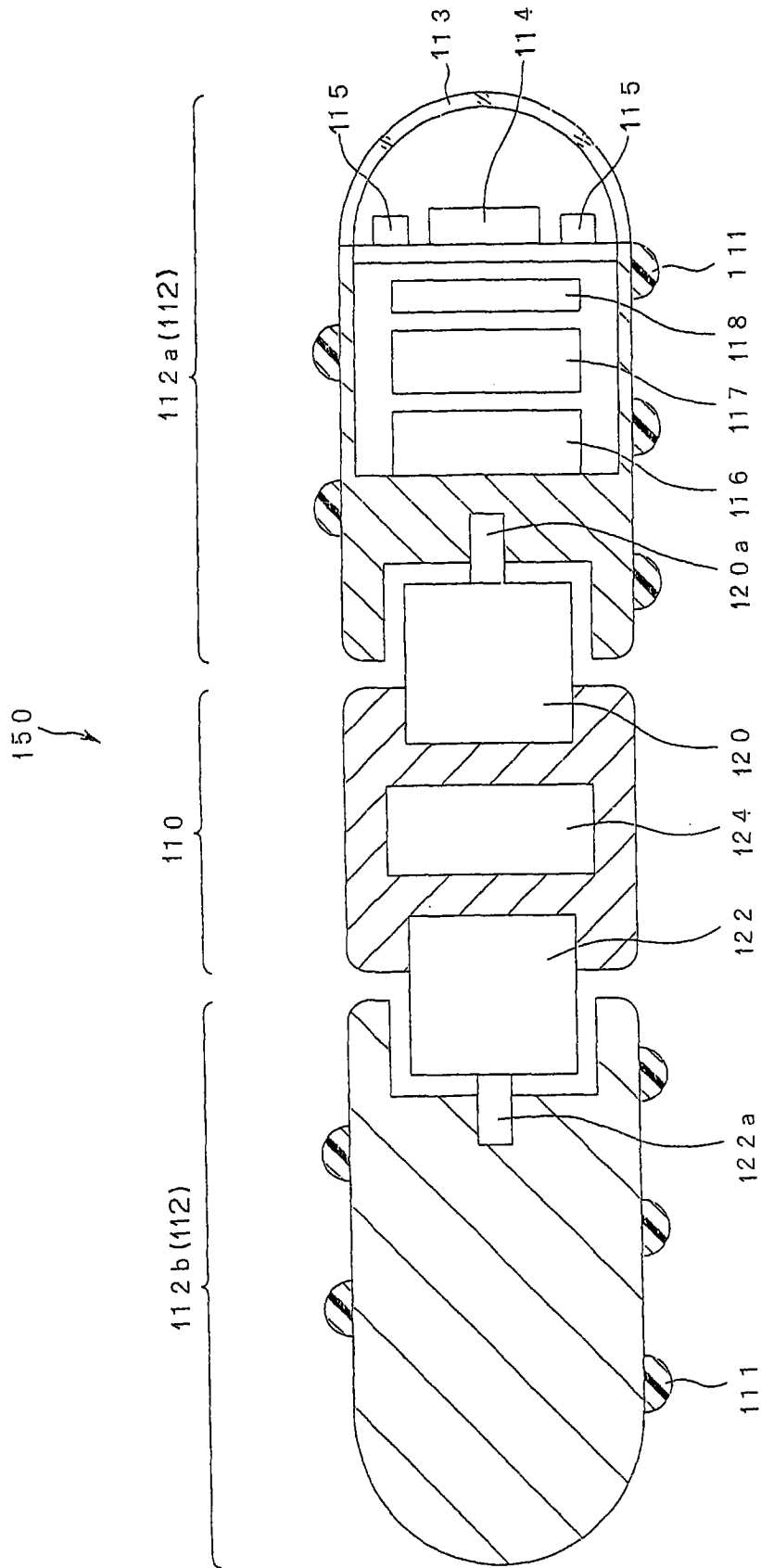


图 45

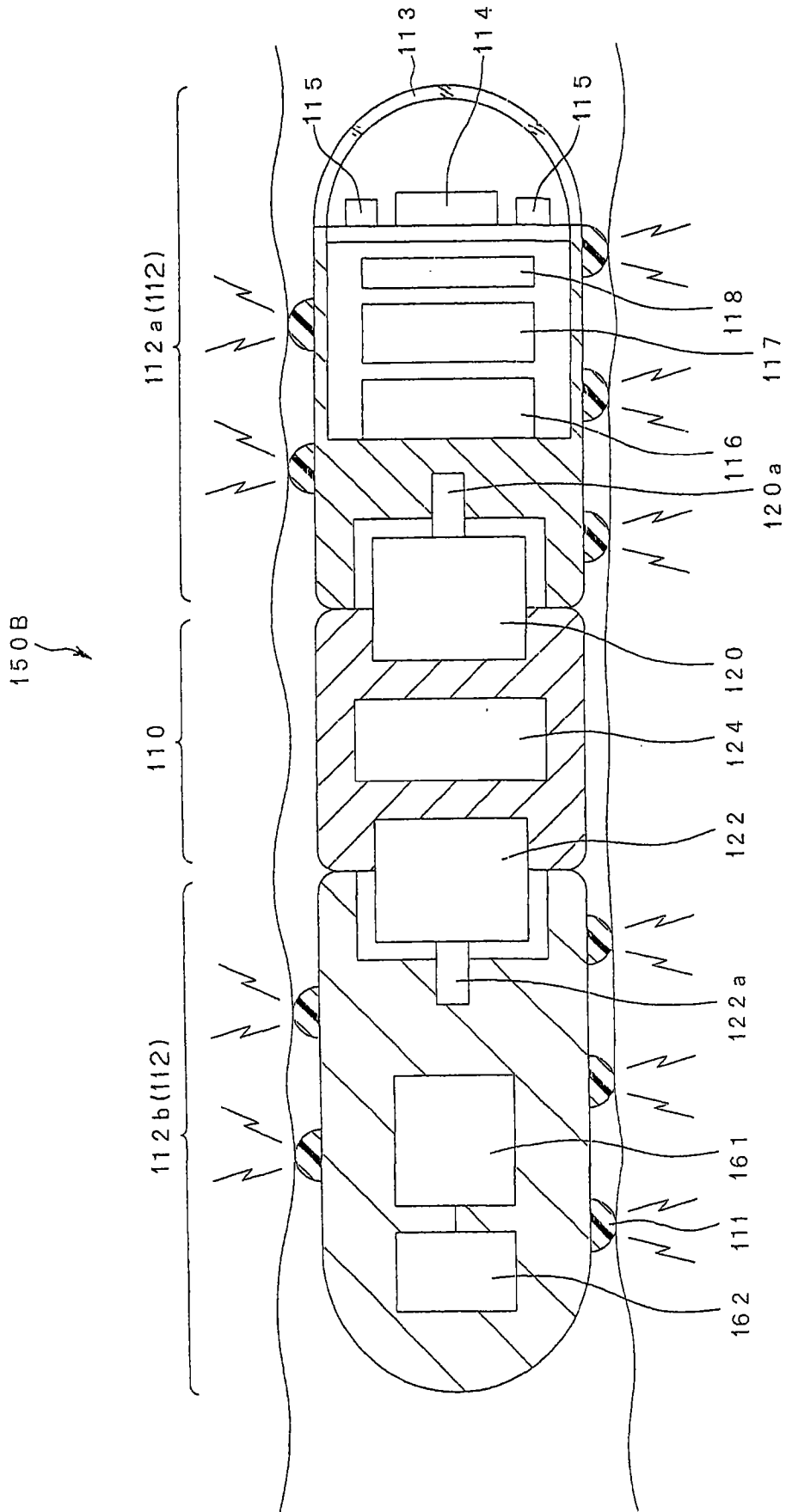


图 46

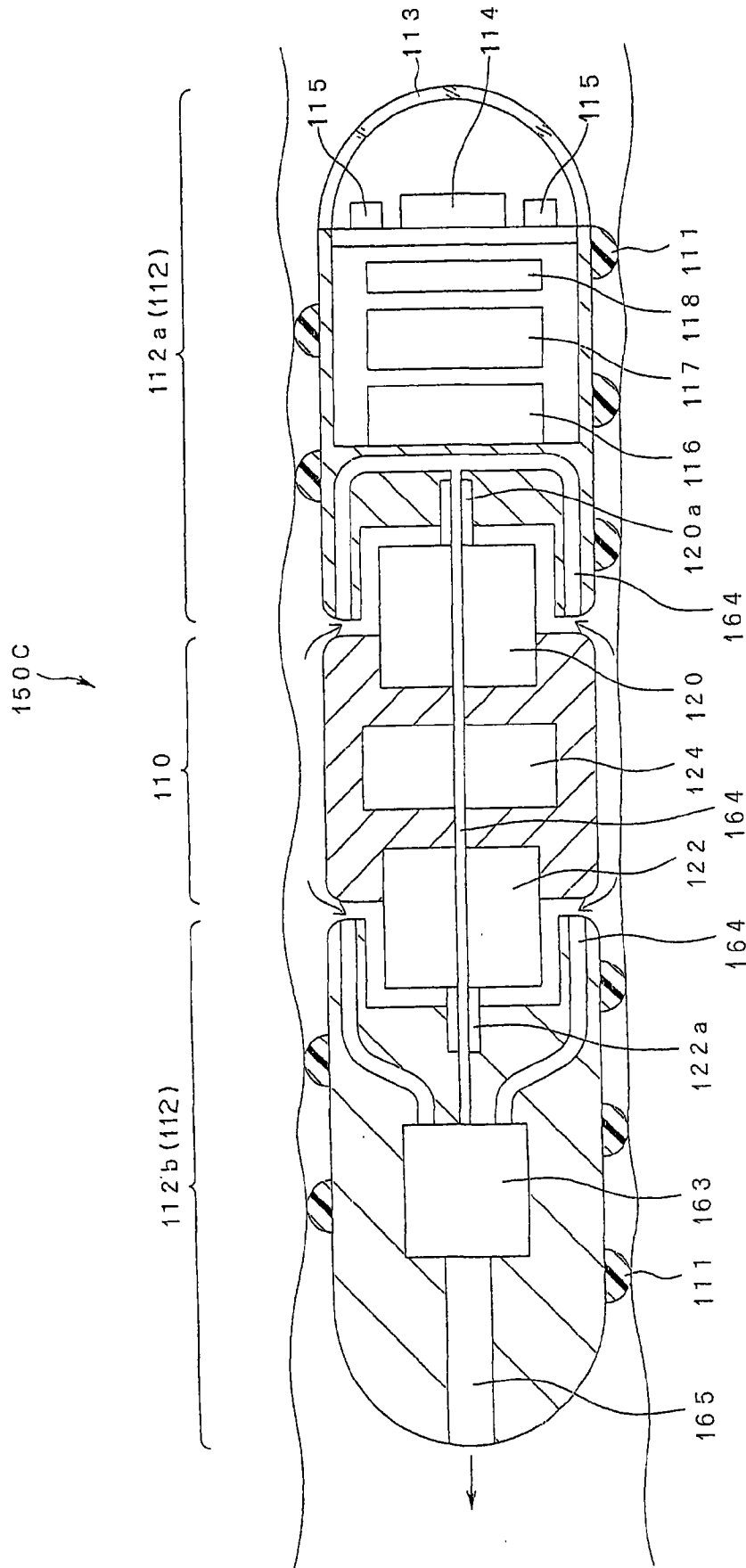


图 47

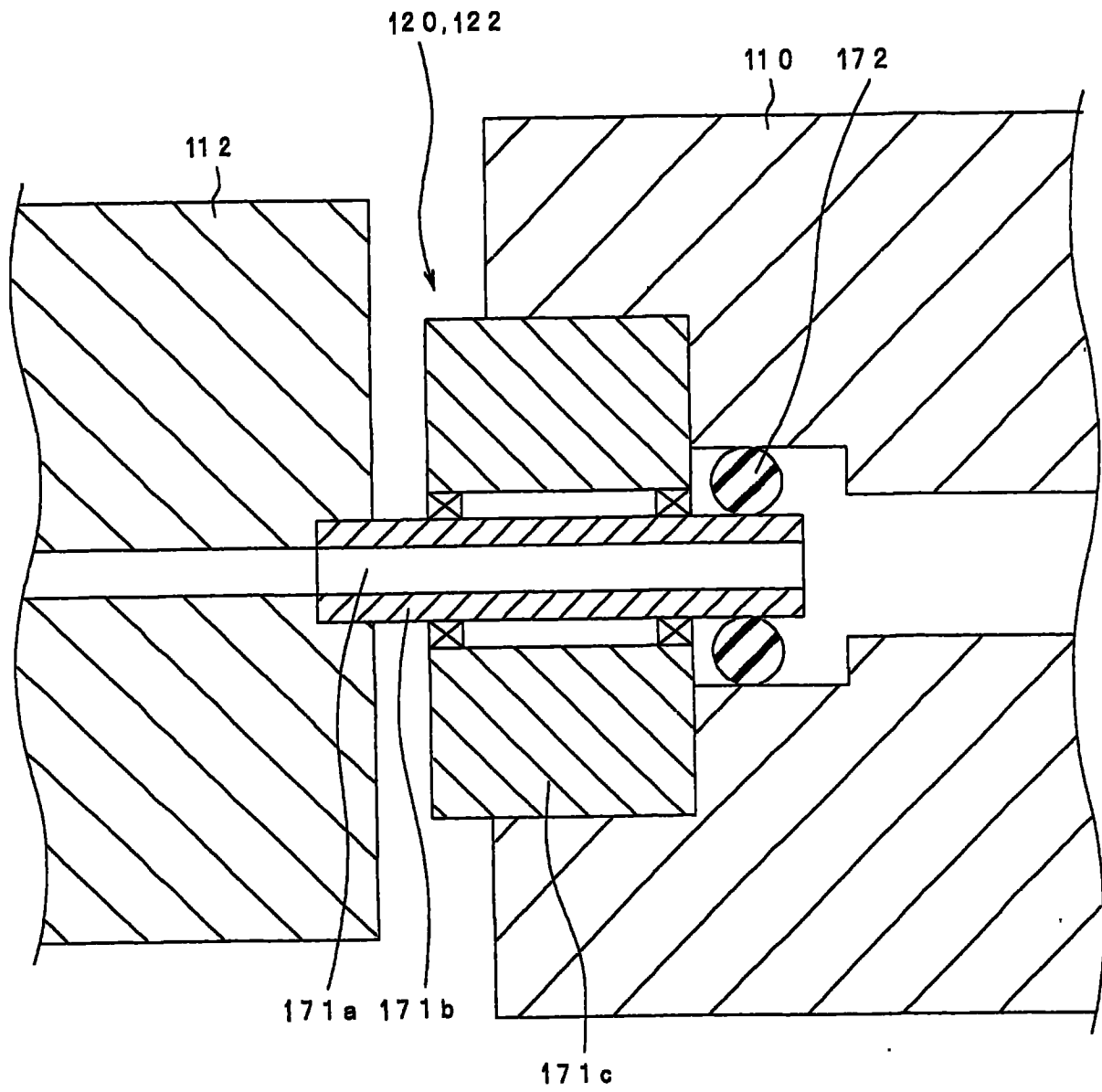


图 48

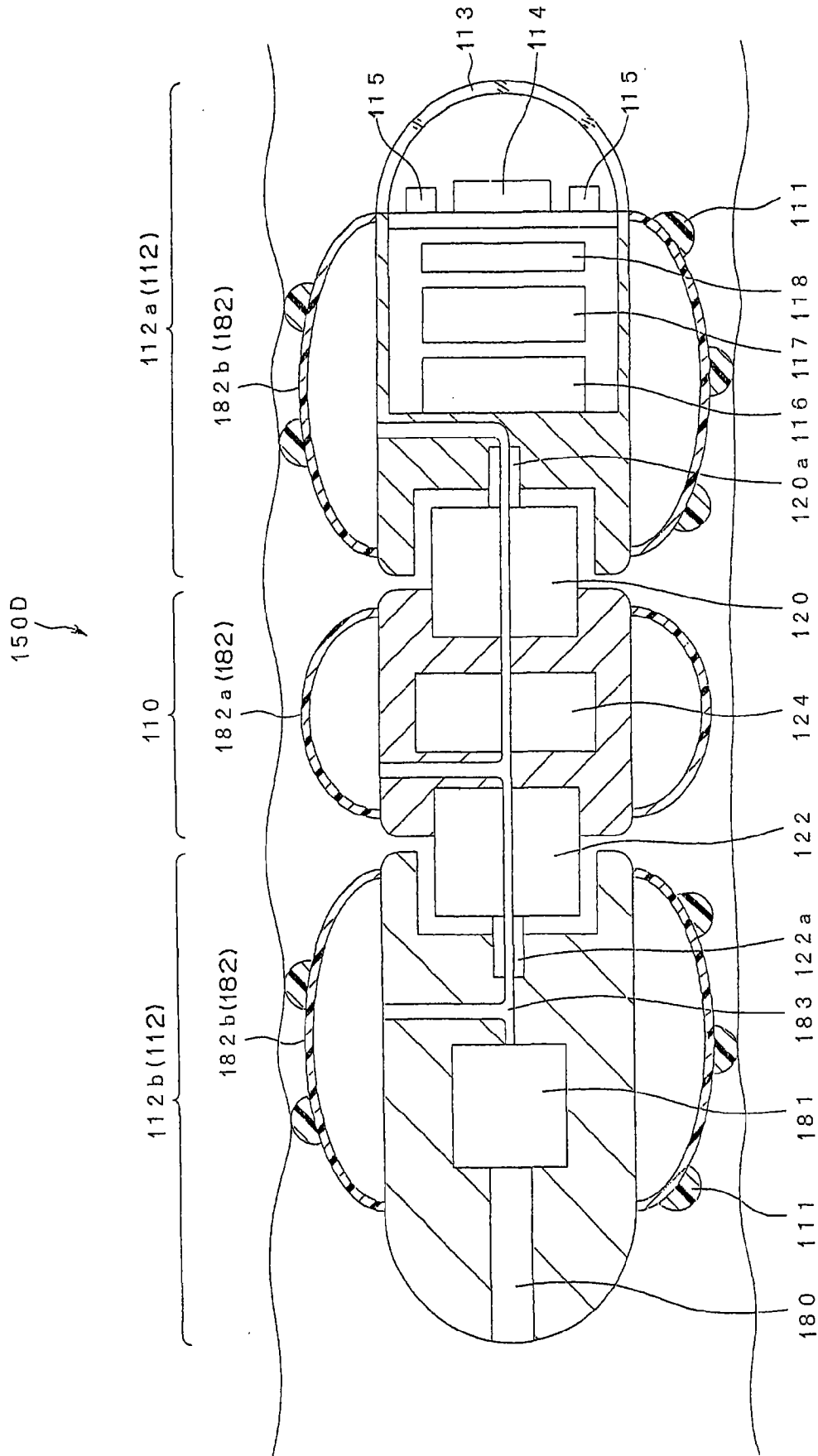


图 49

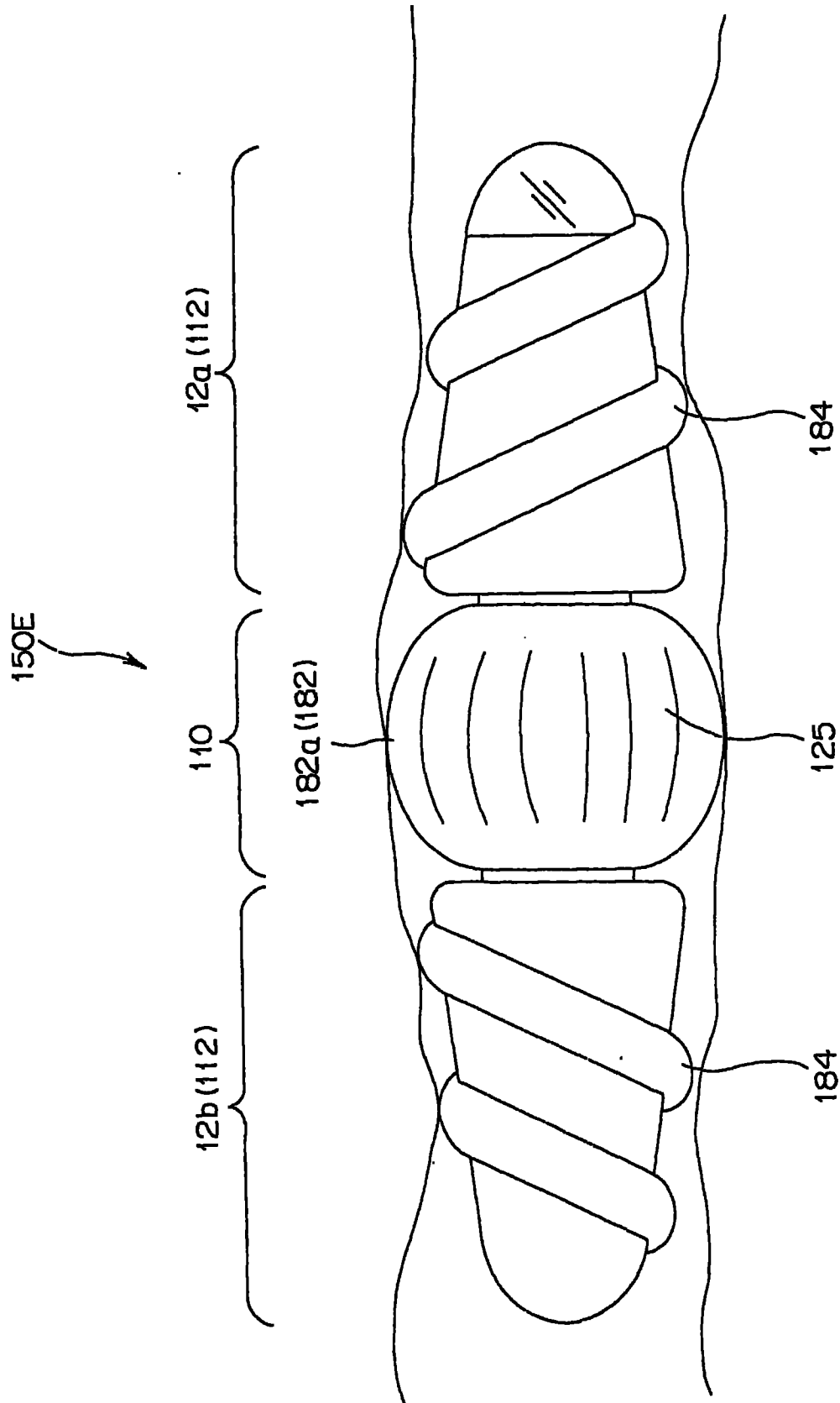


图 50

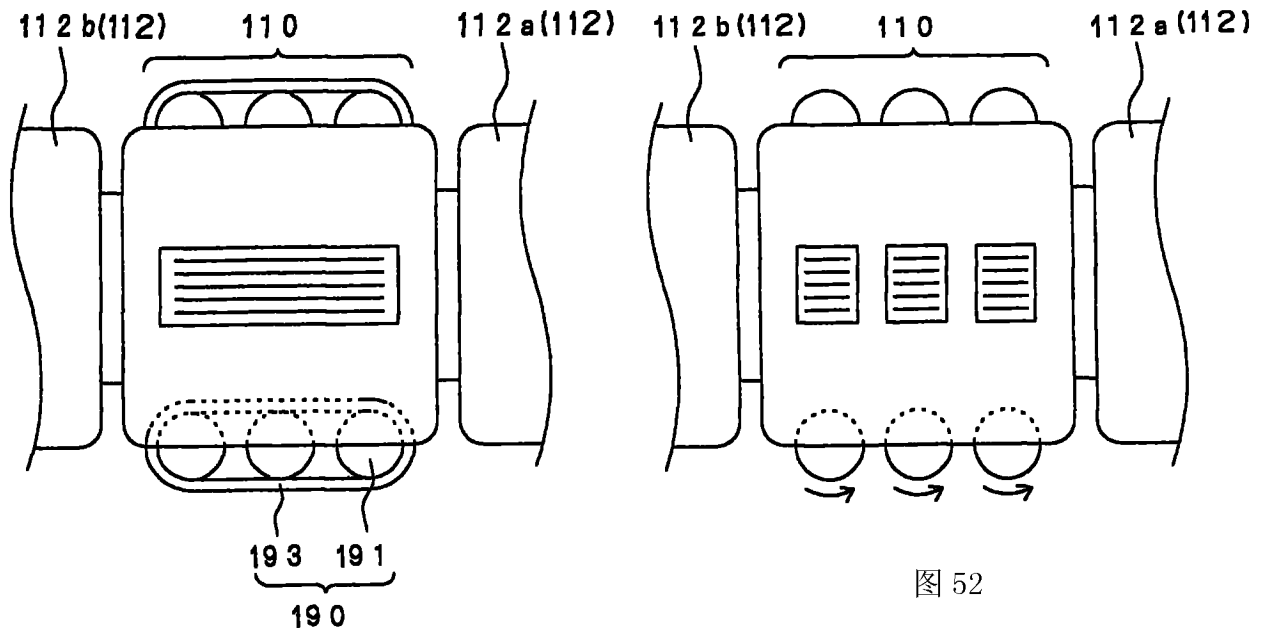


图 51

图 52

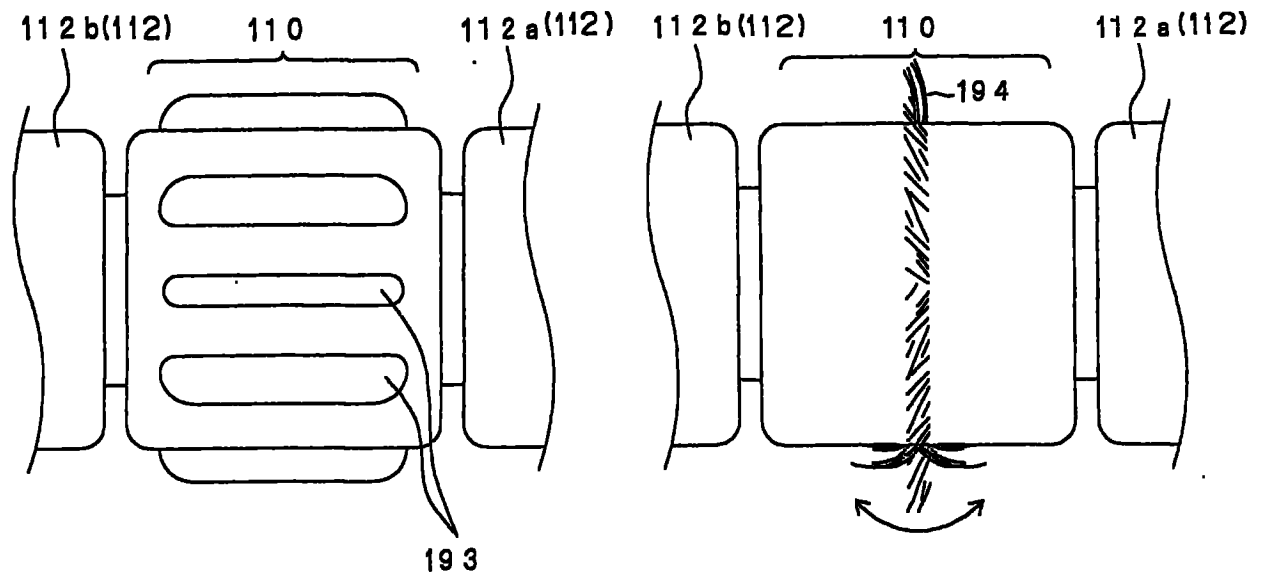


图 53

图 54

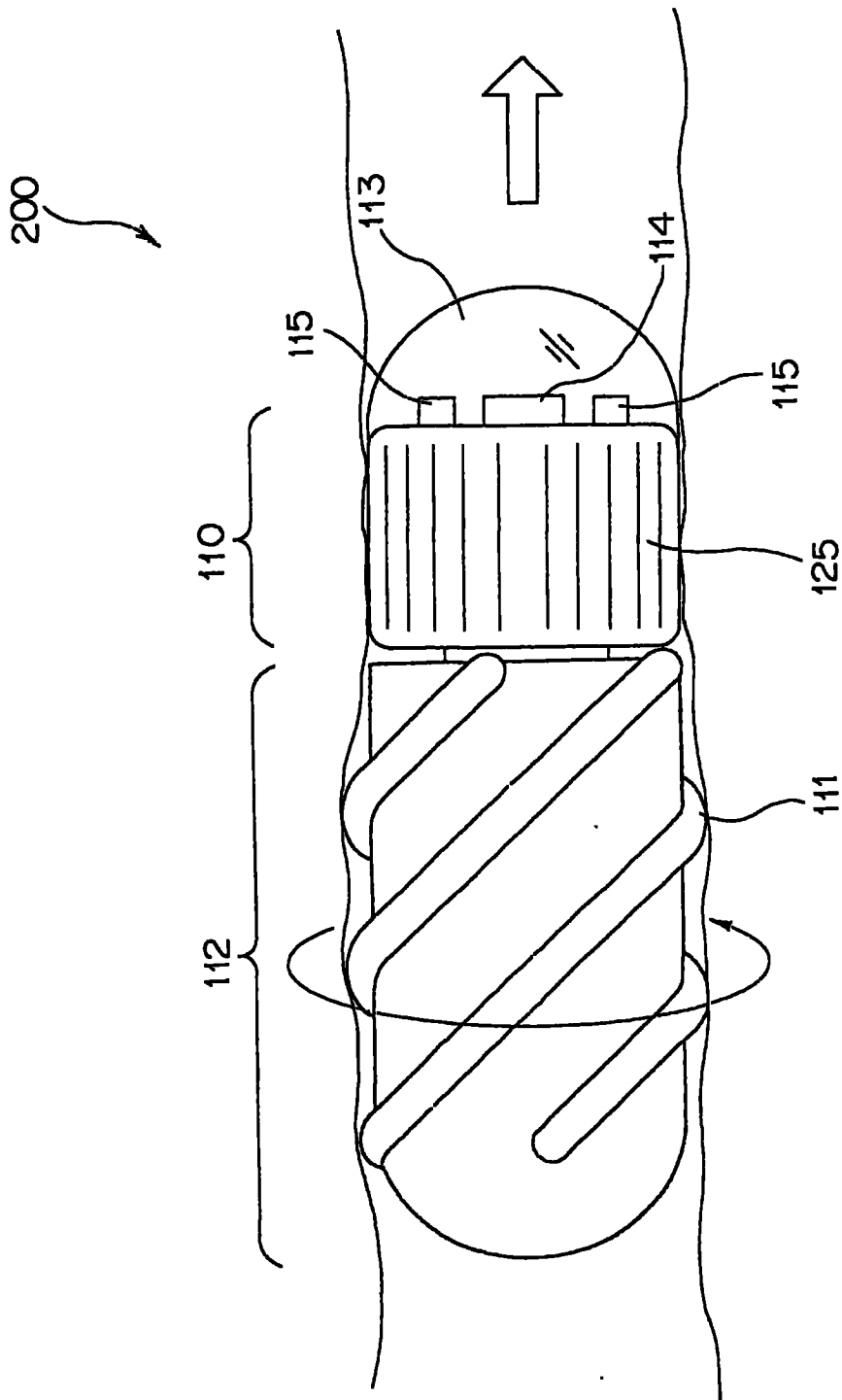


图 55

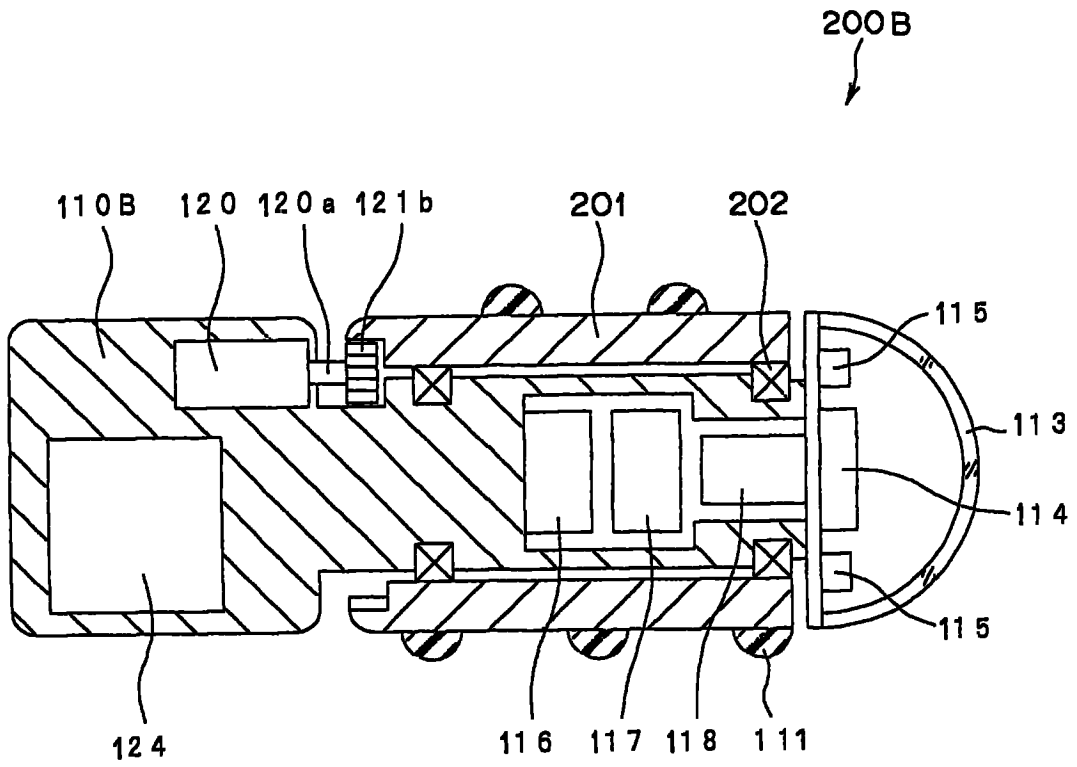


图 56

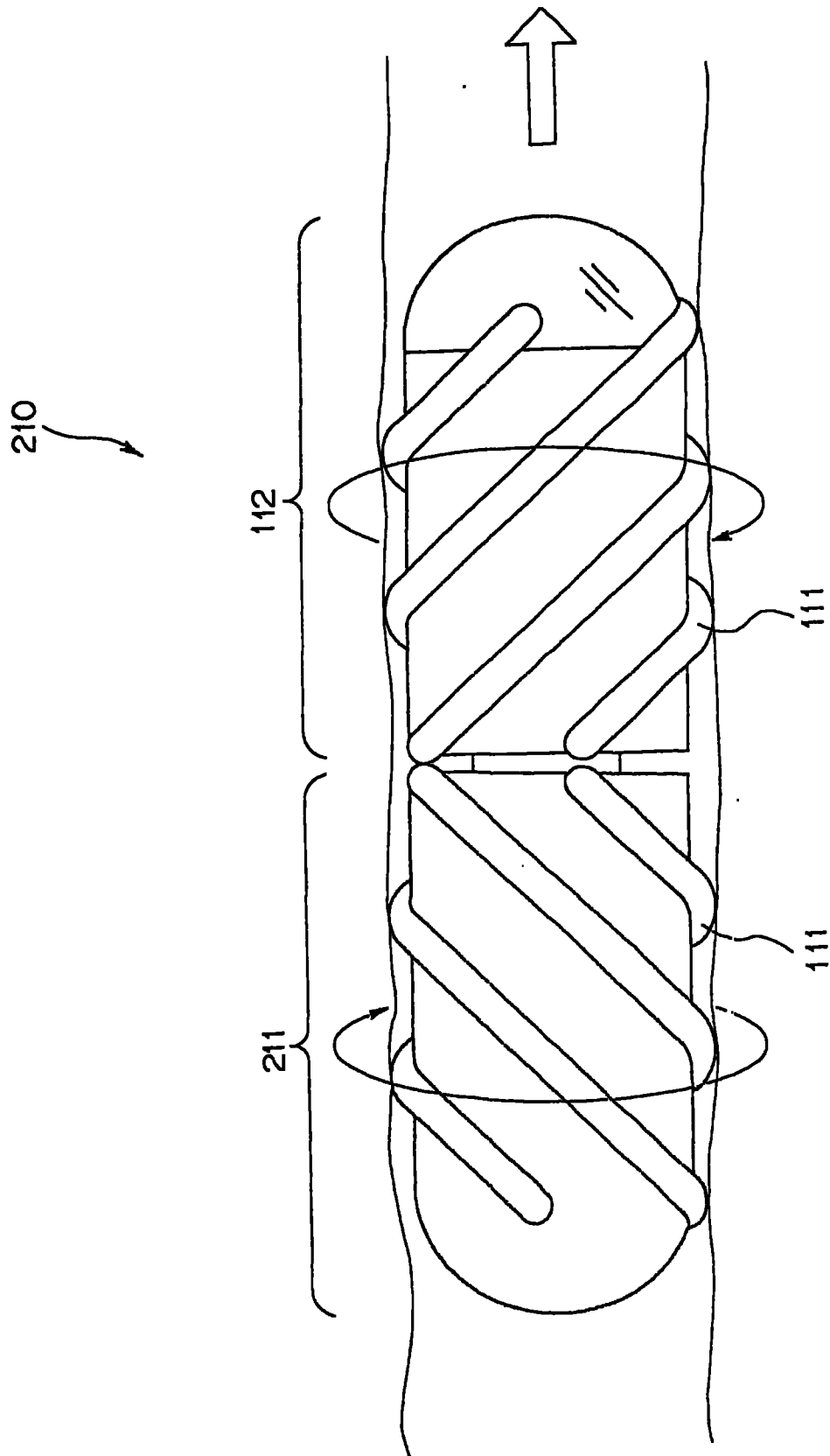


图 57

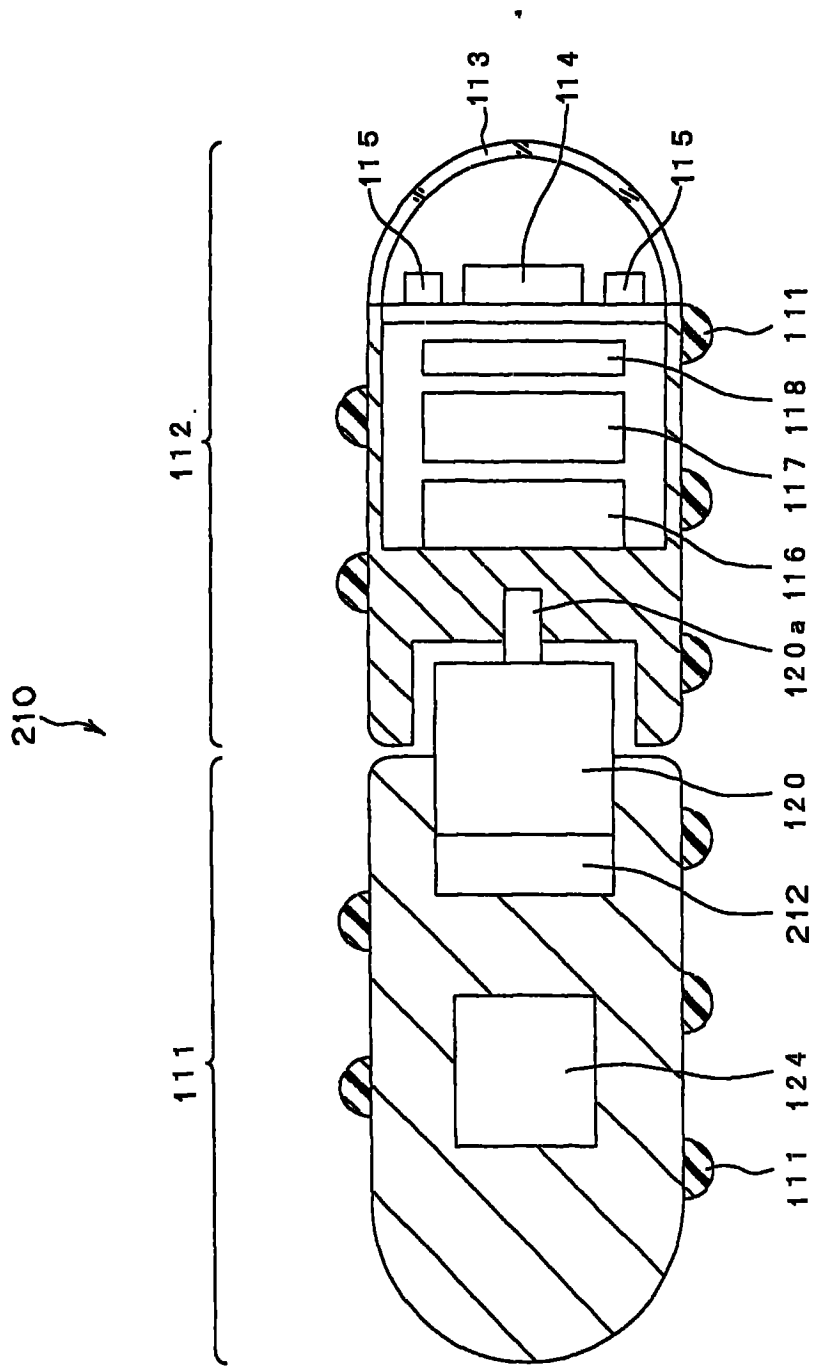


图 58

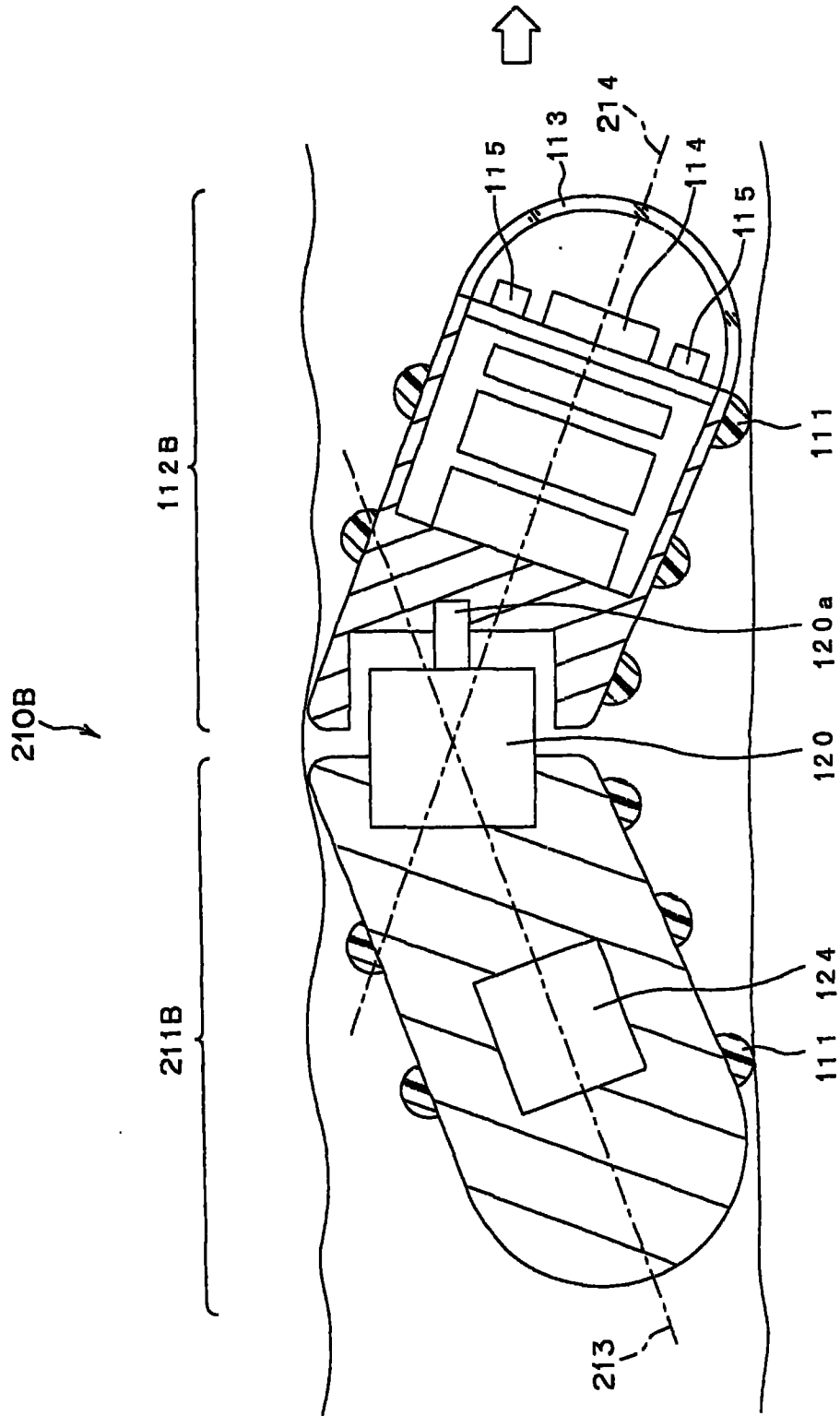


图 59

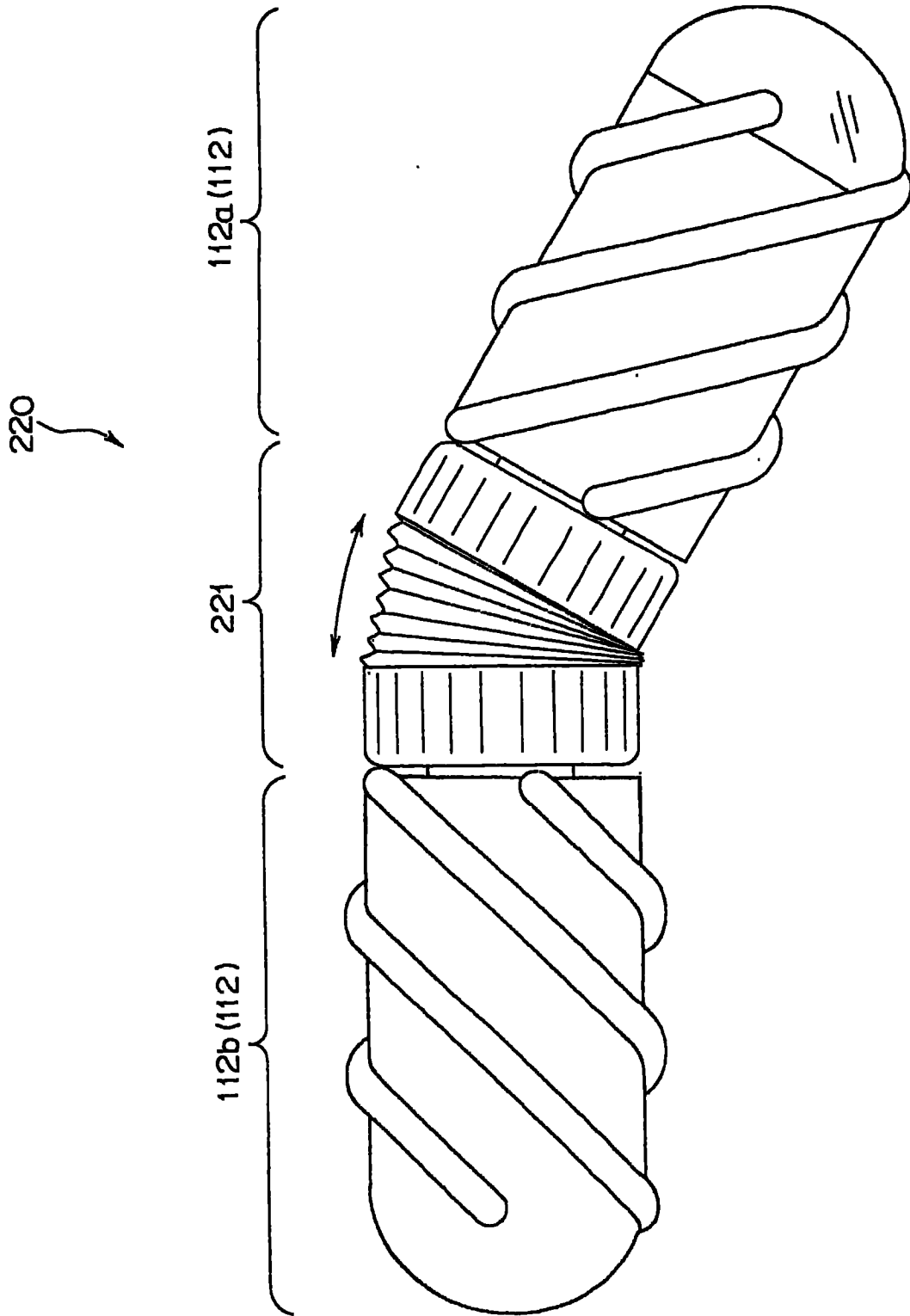


图 60

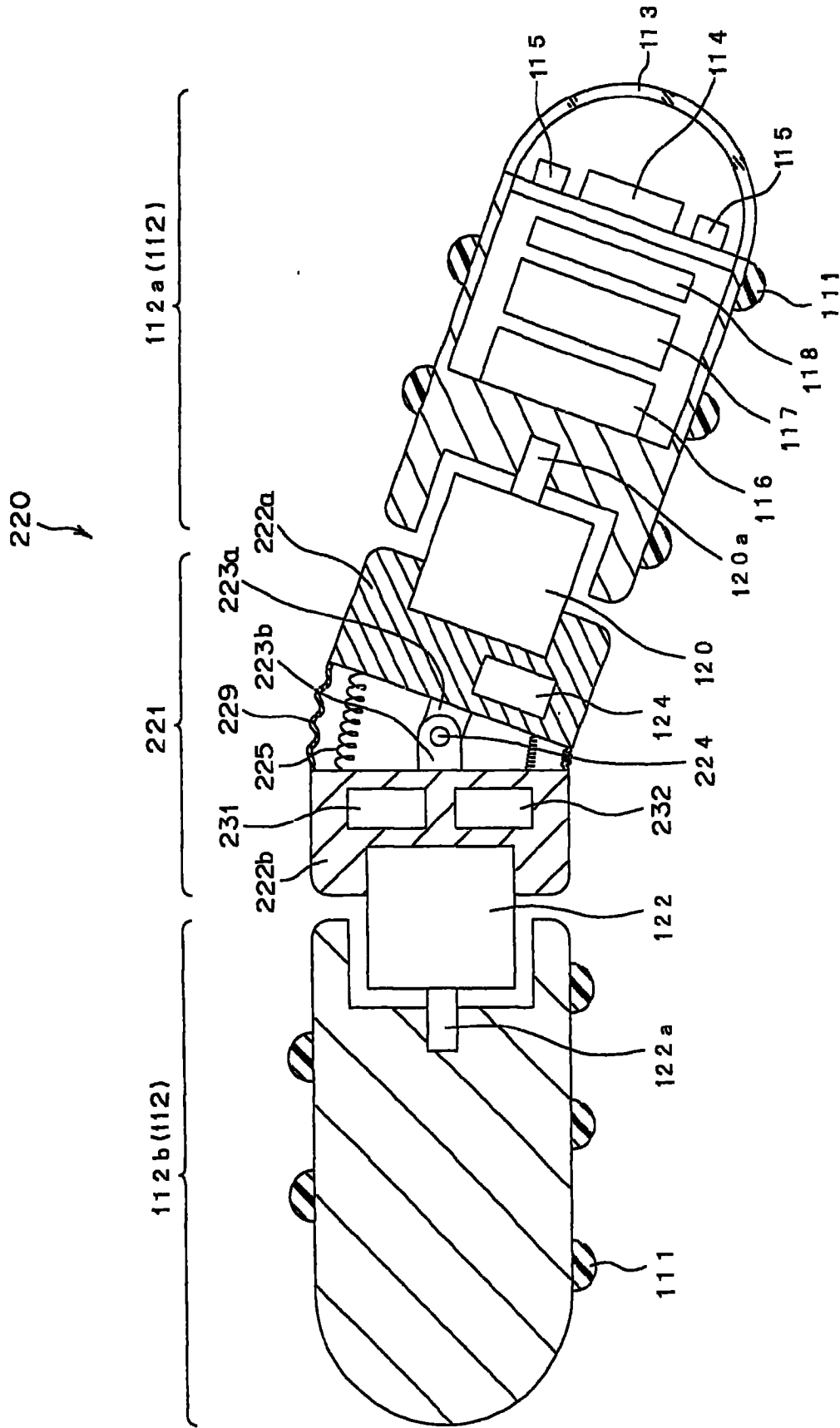


图 61

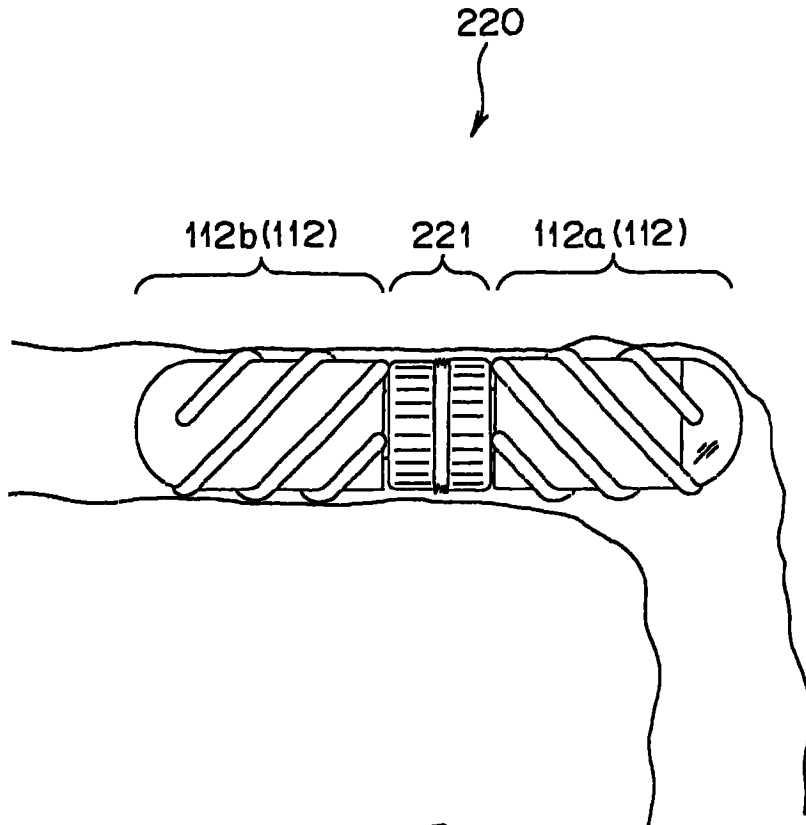


图 62

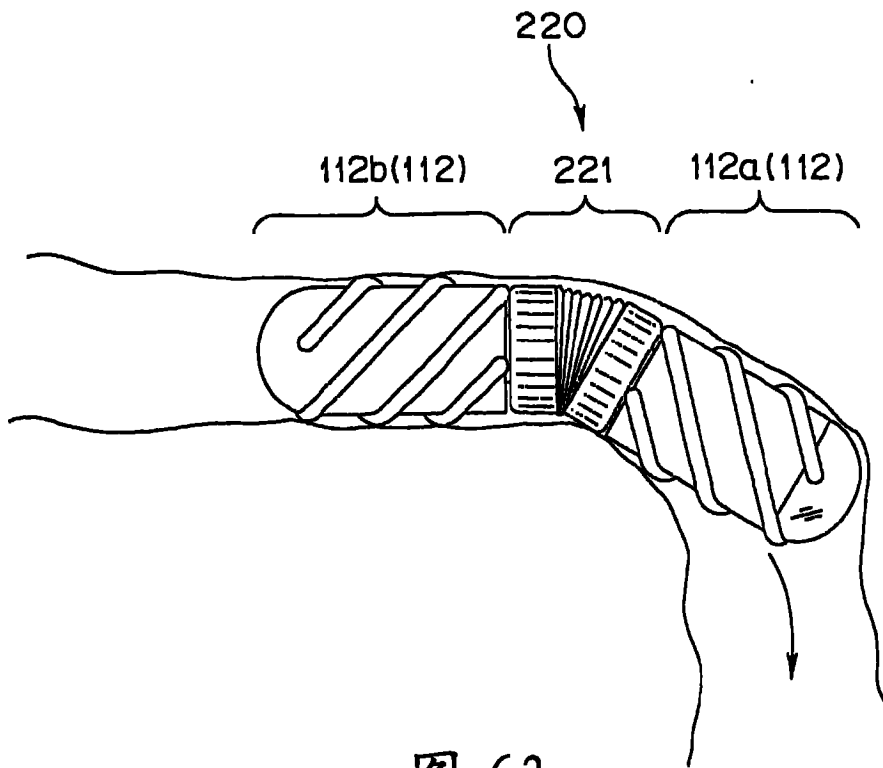


图 63

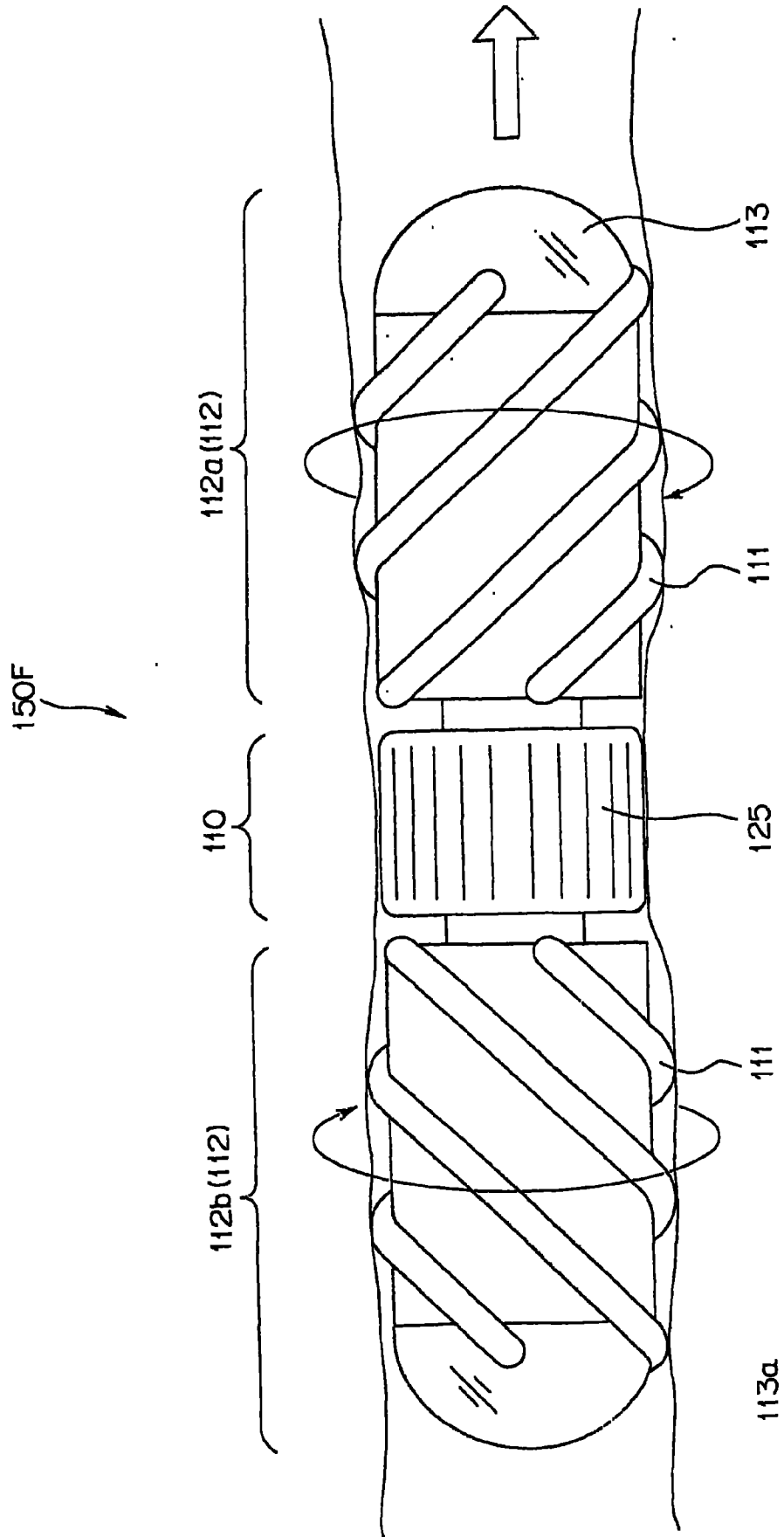


图 65

专利名称(译)	医疗系统		
公开(公告)号	CN101056576B	公开(公告)日	2010-07-14
申请号	CN200580038646.8	申请日	2005-11-25
[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	内山昭夫 青木勳 田中慎介 泷泽宽伸 河野宏尚		
发明人	内山昭夫 青木勳 田中慎介 泷泽宽伸 河野宏尚		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/273		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00156 A61B2019/2253 A61B34/73		
代理人(译)	李辉		
审查员(译)	栾志超		
优先权	2004343138 2004-11-26 JP 2004344650 2004-11-29 JP		
其他公开文献	CN101056576A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种医疗系统。该医疗系统包括：医疗装置，该医疗装置要被插入到体腔内；所述医疗装置的旋转装置，该旋转装置使所述医疗装置绕插入轴线旋转；图像采集装置，该图像采集装置设置在所述医疗装置上；以及图像采集定时检测装置，用于检测与所述图像采集装置执行图像采集的定时有关的信号。此外，所述医疗系统包括：旋转角度获取装置，用于响应于所述图像采集定时检测装置的输出而获取所述医疗装置的旋转装置针对所述图像采集定时的旋转角度；以及图像获取装置，用于根据与由所述旋转角度获取装置获取的旋转角度相关的信息对由所述图像采集装置采集的图像进行旋转处理，从而获得进行了所述旋转处理的图像。

