



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109195499 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201780032794.1

(22)申请日 2017.05.15

(30)优先权数据

2016-119782 2016.06.16 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/018211 2017.05.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/217162 JA 2017.12.21

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 下村浩司

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 韩香花 黄纶伟

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/045(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

H04N 7/18(2006.01)

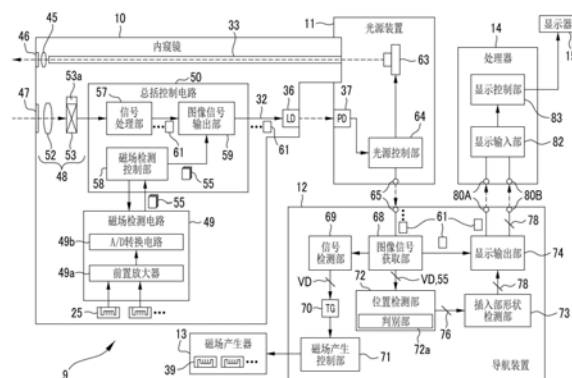
权利要求书2页 说明书16页 附图15页

(54)发明名称

导航装置及导航方法、以及内窥镜系统

(57)摘要

本发明提供一种能够使内窥镜小型化且低成本化的导航装置及导航方法、以及具备该导航装置的内窥镜系统。本发明的导航装置具备：磁场产生控制部，使磁场在彼此不同的位置从产生磁场的多个磁场产生部在不同的时刻产生；图像信号获取部，从内窥镜获取附加图像信号，该附加图像信号将确定正在产生磁场的磁场产生部的确定信息和每一个磁场检测部的磁场检测结果附加到从摄像元件输出的图像信号上；及位置检测部，根据附加到图像信号获取部所获取的附加图像信号上的确定信息及磁场检测结果而检测每一个磁场检测部的位置。



1. 一种导航装置,其使用于内窥镜中,所述内窥镜具有:插入部,其被插入于受检体内;摄像元件,其设置于所述插入部的前端侧;多个磁场检测部,它们设置于所述插入部内且检测磁场,所述导航装置具备:

磁场产生控制部,其使在彼此不同的位置处产生磁场的多个磁场产生部在不同时刻产生磁场;

图像信号获取部,其从所述内窥镜获取附加图像信号,该附加图像信号是对于从所述摄像元件输出的图像信号附加了确定正在产生磁场的所述磁场产生部的确定信息和每一个所述磁场检测部的磁场检测结果而得的信号;及

位置检测部,其根据被附加到所述图像信号获取部所获取的所述附加图像信号的所述确定信息及所述磁场检测结果而检测每一个所述磁场检测部的位置。

2. 根据权利要求1所述的导航装置,其中,

所述图像信号是构成动态图像的多个帧图像信号,所述附加图像信号是将所述确定信息及所述磁场检测结果附加到所述帧图像信号上的附加帧图像信号,

所述确定信息是表示所述附加帧图像信号的开始的帧起始信号,

所述磁场产生控制部根据附加到所述图像信号获取部所获取的所述附加帧图像信号上的所述帧起始信号而进行产生磁场的所述磁场产生部的切换,

所述位置检测部进行以下处理:

判别处理,根据附加到所述附加帧图像信号的所述帧起始信号,判别被附加到该附加帧图像信号上的所述磁场检测结果与所述磁场产生部的对应关系;及

位置检测处理,根据通过所述判别处理而判别的所述对应关系,并根据所述磁场检测结果而检测每一个所述磁场检测部的位置。

3. 根据权利要求1所述的导航装置,其中,

所述磁场产生控制部使每一个所述磁场产生部以不同的产生模式产生所述磁场,

在所述磁场检测结果中包含所述确定信息而作为所述产生模式,

所述位置检测部进行以下处理:

判别处理,基于根据被附加到所述附加图像信号上的所述磁场检测结果而检测到的所述产生模式,判别与该磁场检测结果对应的所述磁场产生部;及

位置检测处理,基于所述判别处理的判别结果,根据所述磁场检测结果而检测每一个所述磁场检测部的位置。

4. 根据权利要求1至3中任意一项所述的导航装置,其中,

所述图像信号是构成动态图像的多个帧图像信号,所述附加图像信号是对于所述帧图像信号附加所述确定信息及所述磁场检测结果而得的附加帧图像信号,

所述磁场检测结果被附加到与所述摄像元件的消隐时间对应的所述附加帧图像信号之间的信号无效区域。

5. 根据权利要求1至4中任意一项所述的导航装置,其中,

所述图像信号获取部通过在与所述内窥镜之间进行非接触型通信而从该内窥镜获取所述附加图像信号。

6. 根据权利要求1至5中任意一项所述的导航装置,其中,

具备:

插入部形状检测部,其根据所述位置检测部的位置检测结果而检测所述受检体内的所述插入部的形状。

7. 一种内窥镜系统,其具备:

内窥镜,其具有:插入部,其被插入于受检体内;摄像元件,其设置于所述插入部的前端侧;及多个磁场检测部,它们设置于所述插入部内且检测磁场;

多个磁场产生部,它们产生磁场;及

权利要求1至6中任意一项所述的导航装置。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜系统,其中,

在所述内窥镜中设置有图像信号输出部,该图像信号输出部对于从所述摄像元件输出的图像信号附加确定正在产生磁场的所述磁场产生部的确定信息和每一个所述磁场检测部的磁场检测结果,并将附加了所述确定信息及所述磁场检测结果的附加图像信号输出至所述导航装置。

9. 根据权利要求7或8所述的内窥镜系统,其中,

所述磁场产生部设置于与所述内窥镜不同的位置处。

10. 一种导航方法,其为内窥镜的导航方法,所述内窥镜具有:插入部,其被插入于受检体内;摄像元件,其设置于所述插入部的前端侧;及多个磁场检测部,它们设置于所述插入部内并检测磁场,所述导航方法包括:

磁场产生控制步骤,使在彼此不同的位置处产生磁场的多个磁场产生部在不同时刻产生磁场;

图像信号获取步骤,从所述内窥镜获取附加图像信号,该附加图像信号是对于从所述摄像元件输出的图像信号附加了确定正在产生磁场的所述磁场产生部的确定信息和每一个所述磁场检测部的磁场检测结果而得的信号;及

位置检测步骤,根据被附加到在所述图像信号获取步骤中获取的所述附加图像信号上的所述确定信息及所述磁场检测结果而检测每一个所述磁场检测部的位置。

导航装置及导航方法、以及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜的导航装置及导航方法、以及具备该导航装置的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中进行利用了电子内窥镜(以下,简称为内窥镜)的内镜检查(参考专利文献1至4)。例如在上消化道及下消化道等的检查中使用的内窥镜具有插入到患者消化道内的挠性(软性)插入部。该插入部的前端部内设置有由摄像光学系统及摄像元件等构成的摄像装置。通过由该摄像装置拍摄消化道内的被观察部位而得到被观察部位的观察图像。

[0003] 这种内镜检查中,除了消化道内的被观察部位的观察图像以外,优选同时获取消化道内的插入部的形状。由此外科医生能够更顺畅且安全地进行插入部的插入操作。

[0004] 例如在专利文献5至7中记载有一种内窥镜系统,其具备:磁场产生器,具有通过施加交流电流而产生磁场的多个线圈;内窥镜,在插入部内设置有多个检测从磁场产生器产生的磁场的线圈;及检测装置(相当于包括处理器的导航装置),连接于内窥镜。在各专利文献5至7的内窥镜系统中,从内窥镜向检测装置输出基于插入部内的各线圈的磁场检测结果(感应电流值),根据各线圈的磁场检测结果并通过检测装置而检测各线圈的位置,由此检测消化道内的插入部的形状。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2000-157486号公报

[0008] 专利文献2:日本特开2004-147778号公报

[0009] 专利文献3:日本特开2008-119260号公报

[0010] 专利文献4:日本特开平11-295618号公报

[0011] 专利文献5:日本特开2007-130175号公报

[0012] 专利文献6:日本特开2006-212187号公报

[0013] 专利文献7:日本特开2007-130144号公报

发明内容

[0014] 发明要解决的技术课题

[0015] 然而,上述专利文献5至7中所记载的内窥镜系统中,在内窥镜中,除了用于向处理器输出由内窥镜前端部的摄像装置拍摄到的图像信号的输出系统以外,还需要另外设置用于向检测装置输出插入部内的各线圈所检测到的磁场检测结果的输出系统。因此,在使用上述专利文献5至7中所记载的方法来检测内窥镜的插入部的形状的情况下,产生内窥镜的大型化及制造成本的上升的问题。

[0016] 本发明是鉴于这种情况而完成的,其目的在于提供一种能够使内窥镜小型化且低

成本化的导航装置及导航方法、以及具备该导航装置的内窥镜系统。

[0017] 用于解决技术课题的手段

[0018] 用于实现本发明的目的的导航装置,其使用于内窥镜中,所述内窥镜具有:插入部,插入于受检体内;摄像元件,设置于插入部的前端侧;多个磁场检测部,设置于插入部内并检测磁场,所述导航装置具备:磁场产生控制部,使磁场在彼此不同的位置从产生磁场的多个磁场产生部在不同的时刻产生;图像信号获取部,从内窥镜获取附加图像信号,该附加图像信号将确定正在产生磁场的磁场产生部的确定信息和每一个磁场检测部的磁场检测结果附加到从摄像元件输出的图像信号上;及位置检测部,根据附加到图像信号获取部所获取的附加图像信号上的确定信息及磁场检测结果而检测每一个磁场检测部的位置。

[0019] 根据该导航装置,能够从内窥镜对导航装置输出附加了磁场检测结果的附加图像信号,因此不需要在内窥镜上另外设置用于对导航装置输出磁场检测结果的输出系统。

[0020] 在本发明的其他方式所涉及的导航装置中,图像信号是构成动态图像的多个帧图像信号,附加图像信号是将确定信息及磁场检测结果附加到帧图像信号的附加帧图像信号,确定信息是表示附加帧图像信号的开始的帧起始信号,磁场产生控制部根据附加到图像信号获取部所获取的附加帧图像信号上的帧起始信号而进行产生磁场的磁场产生部的切换,位置检测部进行以下处理:判别处理,根据附加到附加帧图像信号上的帧起始信号,判别附加到帧图像信号上的磁场检测结果与磁场产生部的对应关系;及位置检测处理,根据通过判别处理而判别的对应关系,并根据磁场检测结果而检测每一个磁场检测部的位置。由此能够根据帧起始信号而判别磁场检测结果与磁场产生部的对应关系,因此能够根据从内窥镜获取的磁场检测结果检测每一个磁场检测部的位置。

[0021] 在本发明的其他方式所涉及的导航装置中,磁场产生控制部使每一个磁场产生部以不同的产生模式产生磁场,在磁场检测结果中,确定信息作为产生模式而被包括,位置检测部进行以下处理:判别处理,根据从附加到附加图像信号上的磁场检测结果检测到的产生模式而判别与磁场检测结果对应的磁场产生部;及位置检测处理,基于判别处理的判别结果,并根据磁场检测结果而检测每一个磁场检测部的位置。由此能够根据产生模式而判别磁场检测结果与磁场产生部的对应关系,因此能够从内窥镜获取的磁场检测结果而检测每一个磁场检测部的位置。

[0022] 在本发明的其他方式所涉及的导航装置中,图像信号是构成动态图像的多个帧图像信号,附加图像信号是将确定信息及磁场检测结果附加到帧图像信号上的附加帧图像信号,磁场检测结果附加到与摄像元件的消隐时间对应的附加帧图像信号之间的信号无效区域。由此能够将磁场检测结果附加到帧图像信号并输出到导航装置。

[0023] 在本发明的其他方式所涉及的导航装置中,图像信号获取部与内窥镜之间进行非接触型通信,由此从内窥镜获取附加图像信号。由此能够从内窥镜获取附加图像信号。

[0024] 在本发明的其他方式所涉及的导航装置中,具备插入部形状检测部,该插入部形状检测部根据基于位置检测部的位置检测结果而检测受检体内的插入部的形状。由此外科医生能够掌握受检体内的插入部的形状。

[0025] 用于实现本发明的目的的内窥镜系统具备:内窥镜,具有插入于受检体内的插入部、设置于插入部的前端侧的摄像元件、设置于插入部内并检测磁场的多个磁场检测部;多个磁场产生部,产生磁场;及前述导航装置。

[0026] 在本发明的其他方式所涉及的内窥镜系统中,在内窥镜中设置有图像信号输出部,该图像信号输出部将确定正在产生磁场的磁场产生部的确定信息和每一个磁场检测部的磁场检测结果附加到从摄像元件输出的图像信号,并将附加了确定信息及磁场检测结果的附加图像信号输出到导航装置。由此无需在内窥镜中另外设置用于对导航装置输出磁场检测结果的输出系统。

[0027] 在本发明的其他方式所涉及的内窥镜系统中,磁场产生部设置于与内窥镜不同的位置。

[0028] 用于实现本发明的目的的导航方法,其为内窥镜的导航方法,所述内窥镜具有:插入部,插入于受检体内;摄像元件,设置于插入部的前端侧;及多个磁场检测部,设置于插入部内并检测磁场,所述导航方法具有:磁场产生控制步骤,使磁场在彼此不同的位置从产生磁场的多个磁场产生部在不同的时刻产生;图像信号获取步骤,从内窥镜获取附加图像信号,该附加图像信号将确定正在产生磁场的磁场产生部的确定信息和每一个磁场检测部的磁场检测结果附加到从摄像元件输出的图像信号上;及位置检测步骤,根据附加到在图像信号获取步骤中获取的附加图像信号的确定信息及磁场检测结果而检测每一个磁场检测部的位置。

[0029] 发明效果

[0030] 本发明的导航装置及导航方法、以及内窥镜系统能够使内窥镜小型化且低成本化。

附图说明

[0031] 图1表示第1实施方式的内窥镜系统的整体结构的概略图。

[0032] 图2是表示第1实施方式的内窥镜系统的电气结构的框图。

[0033] 图3是用于说明从磁场检测控制部输出到图像信号输出部的磁场检测数据的一例的说明图。

[0034] 图4是用于说明基于图像信号输出部的帧图像信号的图像输出处理的说明图。

[0035] 图5是用于说明第1实施方式的发电线圈的切换控制的说明图。

[0036] 图6是用于说明基于判别部的判别处理和基于位置检测部的各检测线圈的位置检测处理的说明图。

[0037] 图7是基于位置检测部的各检测线圈的位置检测处理原理的说明图。

[0038] 图8是用于说明基于插入部形状检测部的插入部的形状检测处理的一例的说明图。

[0039] 图9是表示第1实施方式的内窥镜系统中的内窥镜检查、尤其表示观察图像及插入部形状图像的显示处理的流程的流程图。

[0040] 图10是用于说明第2实施方式的内窥镜系统中的发电线圈的切换控制的说明图。

[0041] 图11是用于说明基于第2实施方式的判别部的判别处理和基于位置检测部的各检测线圈的位置检测处理的说明图。

[0042] 图12是表示第3实施方式的内窥镜系统的结构的框图。

[0043] 图13是用于说明基于第3实施方式的磁场产生控制部的各发电线圈的切换控制的说明图。

[0044] 图14是用于说明第3实施方式的所有磁场检测数据的一例的说明图。

[0045] 图15是表示第3实施方式的内窥镜系统中的内窥镜检查、尤其表示观察图像及插入部形状图像的显示处理的流程的流程图。

具体实施方式

[0046] [第1实施方式的内窥镜系统的整体结构]

[0047] 图1是表示第1实施方式的内窥镜系统9的整体结构的概略图。如图1所示,内窥镜系统9具备内窥镜10、光源装置11、导航装置12、磁场产生器13、处理器14及显示器15。

[0048] 内窥镜10是例如在受检体内(消化道)的检查中使用的软性内窥镜。该内窥镜10具有:插入部17,插入于消化道内且具有前端和基端;操作部18,连接设置于插入部17的基端侧,并且由外科医生来把持进行各种操作;及通用线19,连接设置于操作部18。

[0049] 插入部17整体以小直径形成为长条状。该插入部17构成为连接设置有:软性部21,从基端侧向前端侧依次具有挠性;弯曲部22,通过操作部18的操作而能够弯曲;及前端部23,配置有摄像装置48(参考图2)等。并且,在插入部17内,从其软性部21至前端部23以规定的间隔设置有多检测线圈25。

[0050] 各检测线圈25相当于本发明的磁场检测部,分别接收从后述磁场产生器13产生的磁场(magnetic field)而产生基于电磁感应的感应电流。从各检测线圈25产生的感应电流的值成为通过各检测线圈25而分别检测出从磁场产生器13产生的磁场的磁场检测结果(参考磁场检测数据55、图2)。

[0051] 操作部18上设置有通过外科医生而被操作的各种操作部件。具体而言,操作部18上设置有在弯曲部22的左右弯曲操作及上下弯曲操作中使用的两种弯曲操作旋钮27、供气供水按钮28及抽吸按钮29。

[0052] 并且,操作部18上设置有处置器具导入口31,其使处置器具插入于插通插入部17内的未图示的处置器具插通路内部。

[0053] 通用线19是用于将内窥镜10连接于光源装置11的连接线。该通用线19内含有插通插入部17内的信号电缆32、光导管33及流体软管(未图示)。并且,在通用线19的端部设置有与光源装置11连接的连接器34。

[0054] 通过将连接器34连接于光源装置11,从光源装置11对内窥镜10供给其运行所需电力、控制信号、照明光、气体及水。并且,由前端部23的摄像装置48(参考图2)获取的被观察部位的图像信号和各检测线圈25的磁场检测结果(感应电流值)从内窥镜10发送到光源装置11。

[0055] 连接器34未与光源装置11以电气的方式有线连接,而通过光通信(非接触型通信)而收发在内窥镜10与光源装置11之间交换的控制信号,并从内窥镜10向光源装置11发送图像信号及磁场检测结果。在该连接器34上设置有与信号电缆32连接的激光二极管(Laser Diode:以下,简称为LD)36。

[0056] LD36在从内窥镜10向光源装置11发送大容量数据时被使用,具体而言,在发送图像信号及磁气检测结果时被使用。该LD36向设置于光源装置11的光电二极管(Photodiode:以下,简称为PD)37发送电信号即图像信号及磁场检测结果经过光信号化的光信号。

[0057] 另外,虽然省略图示,但在连接器34及光源装置11两者设置有光收发部,该光收发

部将在内窥镜10与光源装置11之间被交换的小容量的控制信号进行光信号化并进行收发。另外,在连接器34上设置有通过无线供电而从光源装置11的供电部(未图示)接收供电的电力接收部(未图示)。

[0058] 连接器34内的光导管33插入于光源装置11内。并且,连接器34内的流体软管(未图示)经由光源装置11而连接于供气供水装置(未图示)。由此从光源装置11及供气供水装置对内窥镜10分别供给照明光和气体及水。

[0059] 光源装置11经由连接器34将照明光供给到内窥镜10的光导管33,并且将从供气供水装置(未图示)供给的气体及水供给到内窥镜10的流体软管(未图示)。并且,光源装置11通过PD37而接收从LD36发送的光信号,将所接收到的光信号转换成电信号即原始图像信号及磁场检测结果之后输出到导航装置12。

[0060] 导航装置12将从光源装置11输入的图像信号输出到处理器14。并且,导航装置12控制后述磁场产生器13的驱动,并且检测受检体内的插入部17的形状等,并将该检测结果输出到处理器14。

[0061] 磁场产生器13设置于与内窥镜10不同的位置,并具有相当于本发明的磁场产生部的多个发电线圈39。各发电线圈39例如包括通过驱动电流的施加而在与正交坐标系XYZ的XYZ坐标轴分别对应的方向上产生交变磁场(Alternating magnetic field)的X轴线圈、Y轴线圈及Z轴线圈。各发电线圈39在导航装置12的控制下,在彼此不同的时刻产生磁场,详细内容将进行后述。

[0062] 处理器14将从导航装置12输入的图像信号及插入部17的形状等检测结果输出到显示器15。显示器15根据从导航装置12输入的图像信号而显示观察图像41(动态图像),并且根据插入部17的形状等检测结果而显示表示插入部17的形状等的插入部形状图像42。另外,显示观察图像41和插入部形状图像42的显示器15可以分别分开设置。

[0063] <内窥镜>

[0064] 图2是表示第1实施方式的内窥镜系统9的电气结构的框图。如图2所示,内窥镜10具有光导管33、照射透镜45、照明窗46、观察窗47、摄像装置48、磁场检测电路49、总括控制电路50、信号电缆32、LD36、未图示的流体软管及供气供水喷嘴。

[0065] 光导管33是大口径光纤或束纤维等。光导管33的入射端经由连接器34而插入于光源装置11内。光导管33的出射端穿过连接器34内、通用线19内及操作部18内,并与设置于插入部17的前端部23内的照射透镜45对置。由此从光源装置11供给到光导管33的入射端的照明光从照射透镜45穿过设置于前端部23的前端面上的照明窗46而照射于被观察部位。而且,在被观察部位反射或散射的照明光作为被观察部位的图像光而穿过设置于前端部23的前端面上的观察窗47并入射于摄像装置48。

[0066] 另外,前述流体软管(未图示)的一端侧穿过连接器34及光源装置11并与供气供水装置(未图示)连接,并且流体软管(未图示)的另一端侧穿过插入部17内等并与设置于前端部23的前端面上的供气供水喷嘴(未图示)连接。由此从供气供水装置(未图示)供给的气体或水从供气供水喷嘴(未图示)喷射于观察窗47,从而观察窗47被清洗。

[0067] 摄像装置48具有沿从观察窗47入射的被观察部位的图像光的光路配置的聚光透镜52和摄像元件53。聚光透镜52使从观察窗47入射的被观察部位的图像光入射于摄像元件53的成像面。

[0068] 摄像元件53是CMOS(complementary metal oxide semiconductor:互补型金属氧化物半导体)型或CCD(charge coupled device:电荷耦合元件)型的摄像元件。摄像元件53拍摄(转换成电信号)穿过聚光透镜52入射到成像面上的被观察部位的图像光,并将被观察部位的图像信号输出到总括控制电路50。另外,在摄像元件53上设置有例如输出晶体振子等的基准信号(时钟信号)的振荡部53a,摄像元件53以从该振荡部53a振荡的基准信号为基准输出图像信号。

[0069] 磁场检测电路49与插入部17内的各检测线圈25电连接。磁场检测电路49将因从磁场产生器13的发电线圈39产生的磁场而在各检测线圈25中分别产生的感应电流(感应电动势)作为相当于基于各检测线圈25的磁场检测结果的磁场检测数据55而输出到总括控制电路50。该磁场检测电路49具有前置放大器49a和A/D(Analog/Digital:模拟/数字)转换电路49b。

[0070] 前置放大器49a放大从各检测线圈25输入的感应电流的信号并输出到A/D转换电路49b。A/D转换电路49b将每一个检测线圈25的放大信号(模拟信号)转换成数字信号,并将每一个检测线圈25的数字信号作为每一个检测线圈25的磁场检测数据55输出到总括控制电路50。

[0071] 总括控制电路50构成为包括包含CPU(Central Processing Unit:中央处理器)的各种运算电路和各种存储器,并对内窥镜10的各部的动作进行总括控制。该总括控制电路50执行存储在未图示的存储器中的控制用程序,由此作为信号处理部57、磁场检测控制部58及图像信号输出部59而发挥功能。

[0072] 信号处理部57对从摄像元件53输出的图像信号实施各种信号处理,并将被观察部位的动态图像数据即多个帧图像信号61输出到图像信号输出部59。各帧图像信号61的帧间隔是与前述振荡部53a进行振荡的基准信号对应的间隔。

[0073] 磁场检测控制部58经由磁场检测电路49而获取各检测线圈25分别检测到的磁场检测数据55(感应电流值),并将所获取的每一个检测线圈25的磁场检测数据55输出到图像信号输出部59。

[0074] 图3是用于说明从磁场检测控制部58输出到图像信号输出部59的磁场检测数据55的一例的说明图。在本实施方式中,详细内容将进行后述,但根据每一个帧图像信号61的帧起始信号VD(参考图4)即来自振荡部53a的基准信号,进行在磁场产生器13中产生磁场的发电线圈39的切换控制。具体而言,从一个帧起始信号VD至下一个帧起始信号VD的期间(基准信号的1个周期期间),使产生磁场的发电线圈39的切换进行一次循环(参考图5)。

[0075] 于是,如图3所示,磁场检测控制部58根据前述基准信号在每次磁场产生器13的各发电线圈39在彼此不同的时刻产生磁场时,经由磁场检测电路49从各检测线圈25重复获取磁场检测数据55[参考图中的带括号的数字:(1)、(2)、……。]。即,磁场检测控制部58获取每一个发电线圈39的各检测线圈25(第1检测线圈、第2检测线圈、……)的磁场检测数据55。

[0076] 而且,磁场检测控制部58将所获取的每一个发电线圈39的各检测线圈25的磁场检测数据55(以下,简称为所有磁场检测数据55)输出到图像信号输出部59。由此与从信号处理部57对图像信号输出部59输入帧图像信号61同步,从磁场检测控制部58对图像信号输出部59输入所有磁场检测数据55。

[0077] 另外,图3中的“D11~D43……”表示磁场检测数据55。例如“D12”是通过“第2检测

线圈”而检测到在第1个发电线圈39中产生的磁场的磁场检测数据55,“D43”是通过“第3检测线圈”而检测到在第4个发电线圈39中产生的磁场的磁场检测数据55。

[0078] 图4是用于说明基于图像信号输出部59的帧图像信号61的图像输出处理的说明图。如图4所示,图像信号输出部59根据从振荡部53a输出的基准信号,对从信号处理部57输入的帧图像信号61附加表示各帧图像信号61的开始(各帧图像信号61的区分)的帧起始信号VD。从而,帧起始信号VD成为与基准信号同步的信号。另外,也可以由信号处理部57将帧起始信号VD附加到帧图像信号61上,该情况下,信号处理部57也与图像信号输出部59一同作为本发明的图像信号输出部而发挥功能。

[0079] 并且,图像信号输出部59在从信号处理部57输入的帧图像信号61的图像之间,附加与该帧图像信号61同步而从磁场检测控制部58输入的所有磁场检测数据55。

[0080] 具体而言,图像信号输出部59将从磁场检测控制部58输入的所有磁场检测数据55附加到与摄像元件53的消隐时间BT(垂直消隐时间)对应的帧图像信号61之间的信号无效区域ND。即,图像信号输出部59将从磁场检测控制部58重新输入的所有磁场检测数据55附加到从信号处理部57重新输入到图像信号输出部59的帧图像信号61与其下一个帧图像信号61之间的信号无效区域ND。由此,能够将与帧图像信号61同步而从磁场检测控制部58输入的所有磁场检测数据55与帧图像信号61一对一建立对应关联并进行附加。其结果,图像信号输出部59能够使所有磁场检测数据55与帧图像信号61同步而输出。

[0081] 返回到图2,图像信号输出部59经由信号电缆32而将附加有帧起始信号VD及所有磁场检测数据55的帧图像信号61输出到所述LD36。由此从图像信号输出部59输出的帧图像信号61经过光信号化的光信号从LD36向光源装置11的PD37被发送。另外,附加有帧起始信号VD及所有磁场检测数据55的帧图像信号61即从图像信号输出部59输出的帧图像信号61相当于本发明的附加图像信号及附加帧图像信号。

[0082] <光源装置>

[0083] 光源装置11具有照明光源63、前述PD37、光源控制部64及通信接口65。照明光源63例如是LD或发光二极管(Light Emitting Diode:LED)等半导体光源,将波长从红色区域至蓝色区域的白色光作为照明光而出射。另外,照明光源63的种类并无特别的限定。从照明光源63出射的照明光入射于前述光导管33的入射端。

[0084] PD37接收从LD36发送的光信号。通过PD37接收到的光信号在转换成电信号即原始帧图像信号61之后,输入到光源控制部64。

[0085] 光源控制部64构成为包括包含CPU的各种运算电路和各种存储器,并对照明光源63及PD37等光源装置11的各部的动作进行总括控制。并且,光源控制部64将从PD37输入的转换后的帧图像信号61经由通信接口65而输出到导航装置12。

[0086] <导航装置>

[0087] 导航装置12具有图像信号获取部68、信号检测部69、TG(Timing Generator:定时生成器)70、磁场产生控制部71、位置检测部72、插入部形状检测部73及显示输出部74。另外,在此所谓的导航是指使外科医生能够掌握受检体内的内窥镜10的插入部17的形状及插入部17的前端部23的位置等。并且,导航装置12的各部由包括一个或多个CPU的各种运算电路(未图示)构成,通过执行存储在未图示的存储器中的控制用程序而运行。

[0088] 图像信号获取部68经由通信接口65从光源控制部64依次获取帧图像信号61。而

且,图像信号获取部68将所获取的帧图像信号61等依次输出到显示输出部74。另外,后述信号检测部69及位置检测部72分别访问图像信号获取部68所获取的帧图像信号61并获取所需信息(帧起始信号VD及所有磁场检测数据55)。

[0089] 信号检测部69从图像信号获取部68重新获取的帧图像信号61中依次检测(提取)帧起始信号VD,并将检测到的帧起始信号VD依次输出到TG70。如上所述,帧起始信号VD是与从振荡部53a振荡的基准信号同步的信号。而且,根据该帧起始信号VD,通过TG70及磁场产生控制部71而进行在磁场产生器13中产生磁场的发电线圈39的切换控制(参考图5)。

[0090] 图5是用于说明第1实施方式的发电线圈39的切换控制的说明图。如图5所示,TG70根据从信号检测部69输入的帧起始信号VD将各发电线圈39的切换控制用时钟信号输出到磁场产生控制部71。该时钟信号的时钟频率被设定为在帧起始信号VD之间使产生磁场的发电线圈39的切换进行一次循环时所需频率。

[0091] 磁场产生控制部71根据从TG70输入的时钟信号对磁场产生器13的各发电线圈39(第1发电线圈、第2发电线圈、……)按规定的顺序依次施加驱动电流,从而切换产生磁场的发电线圈39。由此,以帧起始信号VD即前述基准信号为基准进行产生磁场的发电线圈39的切换控制。并且,在帧起始信号VD之间,产生磁场的发电线圈39的切换进行一次循环。

[0092] 另外,在所述磁场检测控制部58(参数图2)中提前输入有与从TG70输出的时钟信号的频率有关的信息。因此磁场检测控制部58以前述基准信号为基准,以与从TG70输出的时钟信号对应的频率经由磁场检测电路49从各检测线圈25重复获取磁场检测数据55。由此,以帧起始信号VD(基准信号)为基准,同步进行在磁场产生器13中产生磁场的发电线圈39的切换控制、以及对内窥镜10中的所有磁场检测数据55的检测及对信号无效区域ND的附加。

[0093] 返回到图2,位置检测部72对图像信号获取部68重新获取的帧图像信号61及每一个信号无效区域ND依次检测(提取)帧起始信号VD及所有磁场检测数据55,并根据检测到的帧起始信号VD及所有磁场检测数据55检测各检测线圈25的位置。该位置检测部72中设置有产生磁场的发电线圈39、判别与所有各磁场检测数据55的对应关系75(参考图6)的判别部72a。而且,位置检测部72根据判别部72a的判别结果而检测各检测线圈25的位置。

[0094] 图6是用于说明基于判别部72a的判别处理和基于位置检测部72的各检测线圈25的位置检测处理的说明图。如图6所示,判别部72a根据从帧图像信号61检测到的帧起始信号VD,判别各发电线圈39(第1发电线圈、第2发电线圈、……)与从信号无效区域ND检测到的所有磁场检测数据55(D11~D43、……)的对应关系75。

[0095] 具体而言,在本实施方式中,以帧起始信号VD(基准信号)为基准,进行产生磁场的发电线圈39的切换控制(参考图5)和每一个发电线圈39的磁场检测数据55的获取(参考图3)。因此若已知以帧起始信号VD为基准的发电线圈39的切换顺序(参考图5),则判别部72a能够判别与所有各磁场检测数据55对应的发电线圈39。即,判别部72a能够根据帧起始信号VD而判别对应关系75。因此帧起始信号VD作为本发明的确定信息而发挥功能。

[0096] 图7是用于说明基于位置检测部72的各检测线圈25的位置检测处理原理的说明图。如图7所示,通过各检测线圈25而分别检测的磁场检测数据55(感应电流)分别与产生了磁场的发电线圈39和各检测线圈25之间的距离对应地发生变化。因此根据通过各检测线圈25分别检测在各发电线圈39中产生的磁场而得到的磁场检测数据55,能够检测各检测线圈

25的位置。另外,关于各检测线圈25的位置的具体的检测方法是公知技术,因此在此省略说明。

[0097] 返回到图6,位置检测部72根据判别部72a所判别的对应关系75和所有磁场检测数据55而检测表示各检测线圈25的位置检测结果(P1、P2、……)的线圈位置数据76。另外,各检测线圈25的位置是指例如以磁场产生器13为基准的相对位置,且为根据前述正交坐标系XYZ(参考图1)的XYZ坐标轴的三维坐标。而且,位置检测部72将检测到的线圈位置数据76输出到插入部形状检测部73(参考图2)。

[0098] 另外,位置检测部72每次在图像信号获取部68重新获取帧图像信号61时,重复进行基于前述判别部72a的判别处理和检测各检测线圈25的线圈位置数据76的位置检测处理。

[0099] 返回到图2,插入部形状检测部73根据从位置检测部72输入的线圈位置数据76而检测受检体内的插入部17的形状。

[0100] 图8是用于说明基于插入部形状检测部73的插入部17的形状检测处理的一例的说明图。如图8所示,插入部形状检测部73根据线圈位置数据76所表示的各检测线圈25的位置(P1、P2、……)进行使用适当的曲线对各位置进行插值的拟合处理等,从而产生表示插入部17的形状检测结果的插入部形状数据78。另外,关于基于线圈位置数据76的插入部17的形状检测方法是公知技术,关于形状检测方法并无特别的限定。并且,以图中表示插入部17的二维形状的插入部形状数据78为例进行说明,例如可以是表示三维形状的数据,关于插入部17的形状的表现形式也无特别的限定。

[0101] 另外,插入部形状检测部73根据线圈位置数据76检测插入部17的前端部23的前端位置PT,并将该前端位置PT的检测结果附加到插入部形状数据78。另外,前端位置PT例如由以磁场产生器13为基准的相对位置来表示。由此能够一同判别受检体内的插入部17的形状和前端部23的前端位置PT。

[0102] 插入部形状检测部73将插入部形状数据78输出到显示输出部74(参考图2)。另外,每次从位置检测部72输入新的线圈位置数据76时,重复执行基于插入部形状检测部73的插入部形状数据78的生成及输出。

[0103] 返回到图2,显示输出部74将预先从前述图像信号获取部68输入的帧图像信号61和从插入部形状检测部73输入的插入部形状数据78经由通信接口80A、80B而输出到处理器14。此时,显示输出部74将帧图像信号61和根据与该帧图像信号61同步的所有磁场检测数据55等生成的插入部形状数据78建立对应关联并输出到处理器14。

[0104] <处理器>

[0105] 处理器14具有显示输入部82和显示控制部83。显示输入部82将从显示输出部74经由通信接口80A、80B而依次输入的帧图像信号61及插入部形状数据78依次输出到显示控制部83。

[0106] 显示控制部83从显示输入部82接收帧图像信号61及插入部形状数据78的输入,使基于帧图像信号61的观察图像41(动态图像)和基于插入部形状数据78的插入部形状图像42显示于显示器15(参考图1)。

[0107] [第1实施方式的内窥镜系统的作用]

[0108] 接着,使用图9对第1实施方式的内窥镜系统9的作用进行说明。另外,图9是表示第

1实施方式的内窥镜系统9中的内窥镜检查、尤其表示观察图像41及插入部形状图像42的显示处理(导航方法)的流程的流程图。

[0109] 在内窥镜系统9的各部启动之后,摄像元件53拍摄穿过观察窗47及聚光透镜52入射的图像光。由此摄像元件53以从振荡部53a振荡的基准信号为基准将图像信号依次输出到信号处理部57(步骤S1A)。从摄像元件53输入到信号处理部57的图像信号在通过信号处理部57而实施各种信号处理之后,作为帧图像信号61而输出到图像信号输出部59,进而,在通过图像信号输出部59附加到帧起始信号VD之后输出到LD36。

[0110] LD36向光源装置11的PD37发送从图像信号输出部59输入的帧图像信号61经过光信号化的光信号(步骤S2A)。

[0111] 从LD36发送的光信号通过光源装置11的PD37而被接收,在转换成电信号即原始帧图像信号61之后,经由光源控制部64及通信接口65而输出到导航装置12的图像信号获取部68(步骤S1B)。

[0112] 若图像信号获取部68获取帧图像信号61,则信号检测部69从图像信号获取部68所获取的帧图像信号61中检测帧起始信号VD并输出到TG70(步骤S2B)。以下,每次图像信号获取部68获取新的帧图像信号61时,重复执行基于信号检测部69的帧起始信号VD的检测及输出。

[0113] 接收到帧起始信号VD的输入的TG70,如所述图5所示,将以帧起始信号VD为基准的时钟信号输出到磁场产生控制部71(步骤S3B)。而且,接收到来自TG70的时钟信号的输入的磁场产生控制部71根据时钟信号使磁场从各发电线圈39在不同的时刻产生。由此进行以帧起始信号VD(基准信号)为基准的各发电线圈39的切换控制,在帧起始信号VD之间产生磁场的发电线圈39的切换进行一次循环(步骤S4B,相当于本发明的磁场产生控制步骤)。以上,根据步骤S4B为止的处理,完成内窥镜系统9的启动。

[0114] 接着,内窥镜10的插入部17插入于受检体内(患者的体腔内)(步骤S3A),开始拍摄受检体内的被观察部位。从光源装置11的照明光源63供给的照明光穿过光导管33及照射透镜45,从照明窗46向被观察部位出射。并且,摄像元件53拍摄穿过观察窗47及聚光透镜52入射的被观察部位的图像光,并以前述基准信号为基准将图像信号依次输出到信号处理部57(步骤S4A)。由此从摄像元件53输出的图像信号在通过信号处理部57被实施各信号处理之后,作为帧图像信号61而依次输出到图像信号输出部59。

[0115] 并且,内窥镜10的磁场检测控制部58根据从振荡部53a振荡的基准信号,以与TG70的时钟信号对应的频率来控制磁场检测电路49,从而重复获取各检测线圈25所检测到的磁场检测数据55(步骤S5A)。即,与磁场产生器13中的发电线圈39的切换控制同步,基于磁场检测控制部58而获取各检测线圈25的磁场检测数据55。而且,与从信号处理部57向图像信号输出部59的帧图像信号61的输入同步,磁场检测控制部58将每一个发电线圈39的各检测线圈25的所有磁场检测数据55输出到图像信号输出部59。

[0116] 如所述图4所示,图像信号输出部59对从信号处理部57输入的帧图像信号61附加帧起始信号VD,并且,对各帧图像信号61之间的信号无效区域ND附加所有磁场检测数据55(步骤S6A)。由此图像信号输出部59与帧图像信号61同步而能够从磁场检测控制部58输入的所有磁场检测数据55与帧图像信号61一对一建立对应关联并进行附加。

[0117] 接着,图像信号输出部59将附加有帧起始信号VD及所有磁场检测数据55的帧图像

信号61经由信号电缆32输出到LD36。而且,从图像信号输出部59接收到帧图像信号61的输入的LD36向PD37发送帧图像信号61经过光信号化的光信号(步骤S7A)。

[0118] 从LD36发送的光信号通过光源装置11的PD37而被接收,在转换成电信号即原始帧图像信号61之后,经由光源控制部64等而输出到导航装置12的图像信号获取部68(步骤S5B,相当于本发明的图像信号获取步骤)。

[0119] 获取到从光源控制部64重新输出的帧图像信号61的图像信号获取部68将该帧图像信号61输出到显示输出部74。此时,对图像信号获取部68重新获取的帧图像信号61重复执行从所述步骤S2B至步骤S4B的处理,由此在磁场产生器13中继续进行各发电线圈39的切换控制(步骤S6B,相当于本发明的磁场产生控制步骤)。

[0120] 并且,位置检测部72从图像信号获取部68重新获取的帧图像信号61及信号无效区域ND中检测帧起始信号VD及所有磁场检测数据55(步骤S7B)。而且,如所述图6所示,判别部72a进行根据帧起始信号VD而判别各发电线圈39与所有磁场检测数据55的对应关系75的判别处理(步骤S8B)。

[0121] 接着,位置检测部72进行根据判别部72a所判别的对应关系75从预先检测到的所有磁场检测数据55中检测表示各检测线圈25的位置的线圈位置数据76的位置检测处理(步骤S9B,相当于本发明的位置检测步骤)。通过该位置检测处理而检测到的线圈位置数据76从位置检测部72输出到插入部形状检测部73。

[0122] 接收到线圈位置数据76的输入的插入部形状检测部73根据该线圈位置数据76,如所述图8所示,进行插入部17的形状检测处理而生成插入部形状数据78(步骤S10B)。并且,插入部形状检测部73根据线圈位置数据76而检测前端部23的前端位置PT,并将该前端位置PT的检测结果附加到插入部形状数据78。而且,插入部形状检测部73将插入部形状数据78输出到显示输出部74。

[0123] 接收到插入部形状数据78的输入的显示输出部74将该插入部形状数据78和预先从图像信号获取部68输入的帧图像信号61经由通信接口80A、80B而输出到处理器14。由此能够将帧图像信号61和根据与该帧图像信号61同步的所有磁场检测数据55生成的插入部形状数据78建立对应关联并输出到处理器14。

[0124] 从显示输出部74输入到处理器14的显示输入部82中的帧图像信号61及插入部形状数据78通过显示控制部83而输出到显示器15。由此基于帧图像信号61的观察图像41(动态图像)和基于插入部形状数据78的插入部形状图像42显示于显示器15(步骤S11B)。通过参考显示于显示器15上的插入部形状图像42,外科医生能够掌握受检体内的插入部17的形状和前端部23的前端位置PT。

[0125] 以下,直至内窥镜检查结束为止,重复执行从前述步骤S4A至步骤S7A的处理,并从内窥镜10经由光源装置11而对导航装置12依次输出附加有帧起始信号VD和所有磁场检测数据55的帧图像信号61(步骤S8A)。并且,根据需要,通过导航装置12及处理器14等而重复执行从前述步骤S5B至步骤S11B的处理,并继续进行发电线圈39的切换控制和观察图像41及插入部形状图像42的显示(步骤S12B)。

[0126] [第1实施方式的效果]

[0127] 以上,在第1实施方式的内窥镜系统9中,从内窥镜10对导航装置12输出附加有帧起始信号VD及所有磁场检测数据55的帧图像信号61,因此无需在内窥镜10中另外设置用于

将所有磁场检测数据55输出到导航装置12的输出系统。其结果,不会使内窥镜10大型化便能够以低成本将所有磁场检测数据55输出到导航装置12。即,能够使内窥镜10小型化且低成本化。

[0128] 并且,以帧起始信号VD(基准信号)为基准同步进行磁场产生器13中的发电线圈39的切换控制和内窥镜10中的所有磁场检测数据55的检测及对帧图像信号61的附加,因此在导航装置12中能够根据从帧图像信号61检测到的帧起始信号VD判别前述对应关系75。其结果,能够检测各检测线圈25的位置,从而得到受检体内的插入部17的形状及前端位置PT。

[0129] 另外,以帧起始信号VD(基准信号)为基准进行所有磁场检测数据55的检测及对帧图像信号61的附加,因此对每一个帧图像信号61能够掌握受检体内的插入部17的形状及前端位置PT。由此之后能够确认得到了各帧图像信号61时的插入部17的形状及前端位置PT。

[0130] [第2实施方式的内窥镜系统]

[0131] 上述第1实施方式中,以在帧起始信号VD之间循环一次各发电线圈39的切换的方式进行基于磁场产生控制部71的发电线圈39的切换控制(参考图5),但也可以与帧起始信号VD同步进行各发电线圈39的切换。

[0132] 图10是用于说明第2实施方式的内窥镜系统9中的发电线圈39的切换控制的说明图。另外,第2实施方式的内窥镜系统9除了在发电线圈39的切换控制这一点上与上述第1实施方式不同之外,与上述第1实施方式的结构基本相同。因此关于与上述第1实施方式在功能或结构上相同的部分,标注同一符号并省略其说明。

[0133] 如图10所示,第2实施方式的TG70每次从信号检测部69输入帧起始信号VD时,将时钟信号输出到磁场产生控制部71。而且,磁场产生控制部71根据从TG70输入的时钟信号,按规定的顺序将驱动电流依次施加到磁场产生器13的各发电线圈39,从而切换产生磁场的发电线圈39。由此与帧起始信号VD同步而切换控制各发电线圈39。

[0134] 并且,第2实施方式的磁场检测控制部58与前述基准信号同步而经由磁场检测电路49从各检测线圈25重复获取磁场检测数据55。由此,第2实施方式中,也以帧起始信号VD(基准信号)为基准同步进行磁场产生器13中的产生磁场的发电线圈39的切换控制、以及内窥镜10中的所有磁场检测数据55的检测及对帧图像信号61的附加。而且,在第2实施方式中,每一个信号无效区域ND被附加通过各检测线圈25而检测到在各发电线圈39中的任一个中产生的磁场的磁场检测数据55。

[0135] 图11是用于说明基于第2实施方式的判别部72a的判别处理和基于位置检测部72的各检测线圈25的位置检测处理的说明图。上述第1实施方式中,在各信号无效区域ND被附加所有磁场检测数据55,因此能够对每一个帧图像信号61(即,以帧单位)检测各检测线圈25的线圈位置数据76。相对于此,在第2实施方式中,在每一个信号无效区域ND被附加与各发电线圈39中的任一个对应的各检测线圈25的磁场检测数据55,因此以多个帧图像信号61的单位(即,多个帧单位)检测各检测线圈25的线圈位置数据76。

[0136] 如图11所示,第2实施方式的判别部72a在每次位置检测部72检测帧起始信号VD及各检测线圈25的磁场检测数据55时,如图中用带括号的数字[(1)、(2)、……]所示,判别与各检测线圈25的磁场检测数据55对应的发电线圈39。由于已知有以帧起始信号VD(基准信号)为基准的发电线圈39的切换顺序(参考图10),因此在第2实施方式的判别部72a中也根据帧起始信号VD能够判别与各检测线圈25的磁场检测数据55对应的发电线圈39。由此判别

部72a能够依次判别各检测线圈25的磁场检测数据55与多个发电线圈39的对应关系75A。

[0137] 接着,第2实施方式的位置检测部72根据判别部72a所判别的对应关系75A和与多个发电线圈39对应的各检测线圈25的磁场检测数据55,通过与上述第1实施方式基本相同的方法而进行检测前述线圈位置数据76的位置检测处理。

[0138] 后续处理与上述第1实施方式相同,因此省略具体的说明。另外,第2实施方式的内窥镜系统9除了发电线圈39的切换控制和导航装置12中的判别处理及位置检测处理以外,与上述第1实施方式基本相同,因此可获得与上述第1实施方式基本相同的效果。

[0139] [第3实施方式的内窥镜系统]

[0140] 接着,关于第3实施方式的内窥镜系统9进行说明。在上述第1实施方式中,以帧起始信号VD(基准信号)为基准,同步进行磁场产生器13中的发电线圈39的切换控制和内窥镜10中的所有磁场检测数据55的检测及附加,因此能够根据帧起始信号VD而判别对应关系75。相对于此,在第3实施方式中,通过与第1实施方式不同的方法而能够判别各发电线圈39与各磁场检测数据55的对应关系75。

[0141] 图12是表示第3实施方式的内窥镜系统9的结构的框图。另外,第3实施方式的内窥镜系统9除了具备与第1实施方式不同的导航装置90这一点以外,与上述第1实施方式的结构基本相同,因此关于与上述第1实施方式在功能或结构上相同的部分标注同一符号并省略其说明。

[0142] 如图12所示,导航装置90除了第1实施方式的图像信号获取部68、插入部形状检测部73及显示输出部74以外,还具有与第1实施方式不同的磁场产生控制部91及位置检测部92。

[0143] 图13是用于说明基于第3实施方式的磁场产生控制部91的各发电线圈39的切换控制的说明图。如图13所示,磁场产生控制部91使磁场从磁场产生器13的各发电线圈39在不同的时刻产生。并且,此时,磁场产生控制部91例如在最初的规定期间使每一个发电线圈39以不同的产生模式99(图中由0和1来表示)产生磁场。另外,在此所谓的“不同的产生模式99”表示磁场的波形(包括振幅)及频率中的至少一个不同。

[0144] 各发电线圈39的切换频率并无特别的限定,例如设定为在基准信号的1个周期期间(帧起始信号VD之间)至少循环一次发电线圈39的切换的频率(参考图5)。

[0145] 第3实施方式的磁场检测控制部58(参考图2)例如监视经由磁场检测电路49并通过对各检测线圈25检测的磁场检测数据55的波形,每次磁场检测数据55的波形伴随磁场的产生模式99的切换而切换时,经由磁场检测电路49从各检测线圈25获取磁场检测数据55。由此,在第3实施方式中,也与上述第1实施方式同样地,磁场检测控制部58所获取的所有磁场检测数据55输出到图像信号输出部59,并附加到帧图像信号61之间的信号无效区域ND。而且,与上述第1实施方式同样地,附加有帧起始信号VD和所有磁场检测数据55的帧图像信号61经由光源装置11通过导航装置90的图像信号获取部68而被获取。

[0146] 图14是用于说明第3实施方式的所有磁场检测数据55的一例的说明图。如图14所示,所有各磁场检测数据55中包括表示发电线圈39所产生的磁场的产生模式99的数据。因此,在第3实施方式中,所有各磁场检测数据55中的产生模式99的数据成为用于确定磁场的产生源的发电线圈39的本发明的确定信息。

[0147] 返回到图12,第3实施方式的位置检测部92对图像信号获取部68重新获取的帧图

像信号61的每一个信号无效区域ND依次检测所有磁场检测数据55,并根据检测到的所有磁场检测数据55而检测各检测线圈25的位置。

[0148] 首先,设置于位置检测部92的判别部92a进行通过分析在所有各磁场检测数据55中所包括的产生模式99的数据而判别前述对应关系75的判别处理。如上所述,每一个发电线圈39在所有各磁场检测数据55中所包括的产生模式99的数据不同。因此判别部92a通过分析所有各磁场检测数据55的产生模式99的数据(与已知的每一个发电线圈39的产生模式99的数据进行比较)能够判别对应关系75。

[0149] 接着,位置检测部92根据判别部92a所判别的对应关系75与预先检测的所有磁场检测数据55,以与第1实施方式相同的方式检测线圈位置数据76,并将该线圈位置数据76输出到插入部形状检测部73。以下,与第1实施方式同样地,进行基于插入部形状检测部73的形状检测处理和基于显示输出部74的输出处理,观察图像41及插入部形状图像42通过处理器14而显示于显示器15。

[0150] 接着,使用图15对第3实施方式的内窥镜系统9的作用进行说明。另外,图15是表示第3实施方式的内窥镜系统9中的内窥镜检查、尤其表示观察图像41及插入部形状图像42的显示处理(导航方法)的流程的流程图。

[0151] 在第3实施方式中,在内窥镜系统9的各部启动之后,与第1实施方式的步骤S3A、S4A(参考图9)同样地,内窥镜10的插入部17插入于受检体内(步骤S1C)开始拍摄受检体内的被观察部位(步骤S2C)。

[0152] 并且,与此同时,导航装置90的磁场产生控制部91进行如下切换控制:使磁场以预先设定的切换频率从磁场产生器13的各发电线圈39以不同的时刻且不同的产生模式99产生(步骤S1D,相当于本发明的磁场产生控制步骤)。由此检测通过插入部17内的各检测线圈25而在每一个发电线圈39中产生的磁场(步骤S3C)。

[0153] 而且,内窥镜10的磁场检测控制部58经由磁场检测电路49从各检测线圈25获取通过各检测线圈25而分别检测到在每一个发电线圈39中产生的磁场的磁场检测数据55。而且,磁场检测控制部58将每一个发电线圈39的各检测线圈25的所有磁场检测数据55输出到图像信号输出部59。由此,与第1实施方式同样地,所有磁场检测数据55附加到帧图像信号61之间的信号无效区域ND(步骤S4C)。

[0154] 接着,与上述第1实施方式同样地,附加有所有磁场检测数据55的帧图像信号61经由信号电缆32而输出到LD36,该帧图像信号61经过光信号化的光信号向光源装置11的PD37被发送(步骤S5C)。另外,如在第1实施方式中已说明,帧起始信号VD也附加于帧图像信号61。

[0155] 从LD36发送的光信号通过光源装置11的PD37而被接收,在转换成电信号即原始帧图像信号61之后,经由光源控制部64及通信接口65而输出到导航装置90的图像信号获取部68(步骤S2D,相当于本发明的图像信号获取步骤)。

[0156] 而且,获取到从光源控制部64重新输出的帧图像信号61的图像信号获取部68将该帧图像信号61输出到显示输出部74。

[0157] 此时,位置检测部92从与图像信号获取部68重新获取的帧图像信号61对应的信号无效区域ND检测所有磁场检测数据55(步骤S3D)。而且,判别部92a进行如下判别处理:分析在所有各磁场检测数据55中所包括的产生模式99的数据,由此判别与所有各磁场检测数据

55对应的发电线圈39的对应关系75(步骤S4D)。

[0158] 接着,位置检测部92根据判别部92a所判别的对应关系75和预先检测到的所有磁场检测数据55,与第1实施方式同样地,进行检测线圈位置数据76的位置检测处理,并将检测到的线圈位置数据76输出到插入部形状检测部73(步骤S5D,相当于本发明的位置检测步骤)。

[0159] 以下,与第1实施方式同样地,执行基于插入部形状检测部73的形状检测处理(步骤S6D)、基于显示输出部74的帧图像信号61及插入部形状数据78的输出处理、及基于处理器14的对显示器15的观察图像41及插入部形状图像42的显示处理(步骤S7D)。

[0160] 以下,直至内窥镜检查结束为止,重复执行从前述步骤S2C至步骤S5C的处理,并从内窥镜10对导航装置90依次输出附加有所有磁场检测数据55的帧图像信号61(步骤S6C)。并且,与此对应地通过导航装置90及处理器14等重复执行从前述步骤S1D至步骤S7D的处理,并继续进行发电线圈39的切换控制、观察图像41及插入部形状图像42的显示(步骤S8D)。

[0161] 如上所述,在第3实施方式的内窥镜系统9中,使磁场在每一个发电线圈39中以不同的产生模式99产生,由此,在导航装置90中,能够根据所有各磁场检测数据55中包含的产生模式99的数据,判别与所有各磁场检测数据55对应的发电线圈39。其结果,与第1实施方式同样地,能够检测各检测线圈25的位置,从而得到受检体内的插入部17的形状及前端位置PT。

[0162] 并且,从内窥镜10对导航装置90输出附加有所有磁场检测数据55的帧图像信号61,因此无需在内窥镜10中另外设置用于将所有磁场检测数据55输出到导航装置12的输出系统。其结果,可获得与上述第1实施方式相同的效果。

[0163] 另外,在上述第3实施方式中,将各发电线圈39的切换频率设定为在前述基准信号的1周期期间循环一次发电线圈39的切换的频率,但例如与上述第2实施方式同样地,也可以将各发电线圈39的切换频率设定为与前述基准信号相同的(包括基本相同)频率。该情况下,与上述第2实施方式同样地,根据与多个帧图像信号61对应的各检测线圈25的磁场检测数据55而检测各检测线圈25的线圈位置数据76。

[0164] [其他]

[0165] 上述各实施方式中,关于将磁场检测数据55附加到与摄像元件53的消隐时间BT(垂直消隐时间)对应的帧图像信号61之间的信号无效区域ND的情况进行了说明,但例如也可以将磁场检测数据55附加于各帧图像信号61的标题等,将磁场检测数据55附加到帧图像信号61的方法并无特别的限定。

[0166] 在上述各实施方式中,以将帧图像信号61转换成光信号并从内窥镜10发送到光源装置11的内窥镜系统9为例进行了说明,但关于将内窥镜10和光源装置11进行电连接,从而将帧图像信号61直接以电信号的方式从内窥镜10发送到光源装置11的情况,也能够应用本发明。并且,也可以不经由光源装置11而直接将帧图像信号61从内窥镜10发送到导航装置12、90。

[0167] 上述各实施方式中,作为内窥镜10,以在消化道的检查中使用的内窥镜为例进行了说明,但内窥镜10的种类及用途并无特别的限定。并且,尤其在以检测(掌握)插入部17的前端位置PT为目的的情况下,不仅在软性内窥镜中,而且在硬性内窥镜中也能够应用本发

明。

[0168] 上述各实施方式中,从磁场产生器13的各发电线圈39产生磁场,并且通过内窥镜10的插入部17内的各检测线圈25而检测磁场,但磁场的产生方法及磁场的检测方法并不限定于在上述各实施方式中说明的方法及结构,也可以使用除了线圈以外的公知的磁场产生部及磁场检测部而产生及检测磁场。

[0169] 上述各实施方式中,分开设置有光源装置11、导航装置12及处理器14,但它们中的至少两个可以设为一体。

[0170] 上述各实施方式中,作为本发明的确定信息,以帧起始信号VD及生成模式99的数据为例进行了说明,但只要是能够确定磁场的产生源的发电线圈39的确定信息,则并无特别的限定。

[0171] 上述各实施方式中,内窥镜10和导航装置12、90设置在相同的位置,但内窥镜10和导航装置12、90可以位于不同的位置,该情况下,导航装置12、90经由各种通信网络而获取内窥镜10所拍摄到的帧图像信号61,从而检测各检测线圈25的线圈位置数据76。并且,导航装置12、90可以从服务器等获取过去拍摄到的帧图像信号61,从而检测各检测线圈25的线圈位置数据76。

[0172] 符号说明

[0173] 9-内窥镜系统,10-内窥镜,11-光源装置,12-导航装置,13-磁场产生器,14-处理器,15-显示器,17-插入部,18-操作部,19-通用线,21-软性部,22-弯曲部,23-前端部,25-检测线圈,27-弯曲操作旋钮,28-供气供水按钮,29-抽吸按钮,31-处置器具导入口,32-信号电缆,33-光导管,34-连接器,36-LD,37-PD,39-发电线圈,41-观察图像,42-插入部形状图像,45-照射透镜,46-照明窗,47-观察窗,48-摄像装置,49-磁场检测电路,49a-前置放大器,49b-A/D转换电路,50-总括控制电路,52-聚光透镜,53-摄像元件,53a-振荡部,55-磁场检测数据,57-信号处理部,58-磁场检测控制部,59-图像信号输出部,61-帧图像信号,63-照明光源,64-光源控制部,65-通信接口,68-图像信号获取部,69-信号检测部,70-TG、71-磁场产生控制部,72-位置检测部,72a-判别部,73-插入部形状检测部,74-显示输出部,75-对应关系,75A-对应关系,76-线圈位置数据,78-插入部形状数据,80A-通信接口,80B-通信接口,82-显示输入部,83-显示控制部,90-导航装置,91-磁场产生控制部,92-位置检测部,92a-判别部,99-产生模式,BT-消隐时间,ND-信号无效区域,PT-前端位置,S1A~S8A,S1B~S12B-内窥镜系统的作用,S1C~S6C,S1D~S8D-内窥镜系统的作用,VD-帧起始信号,XYZ-正交坐标系。

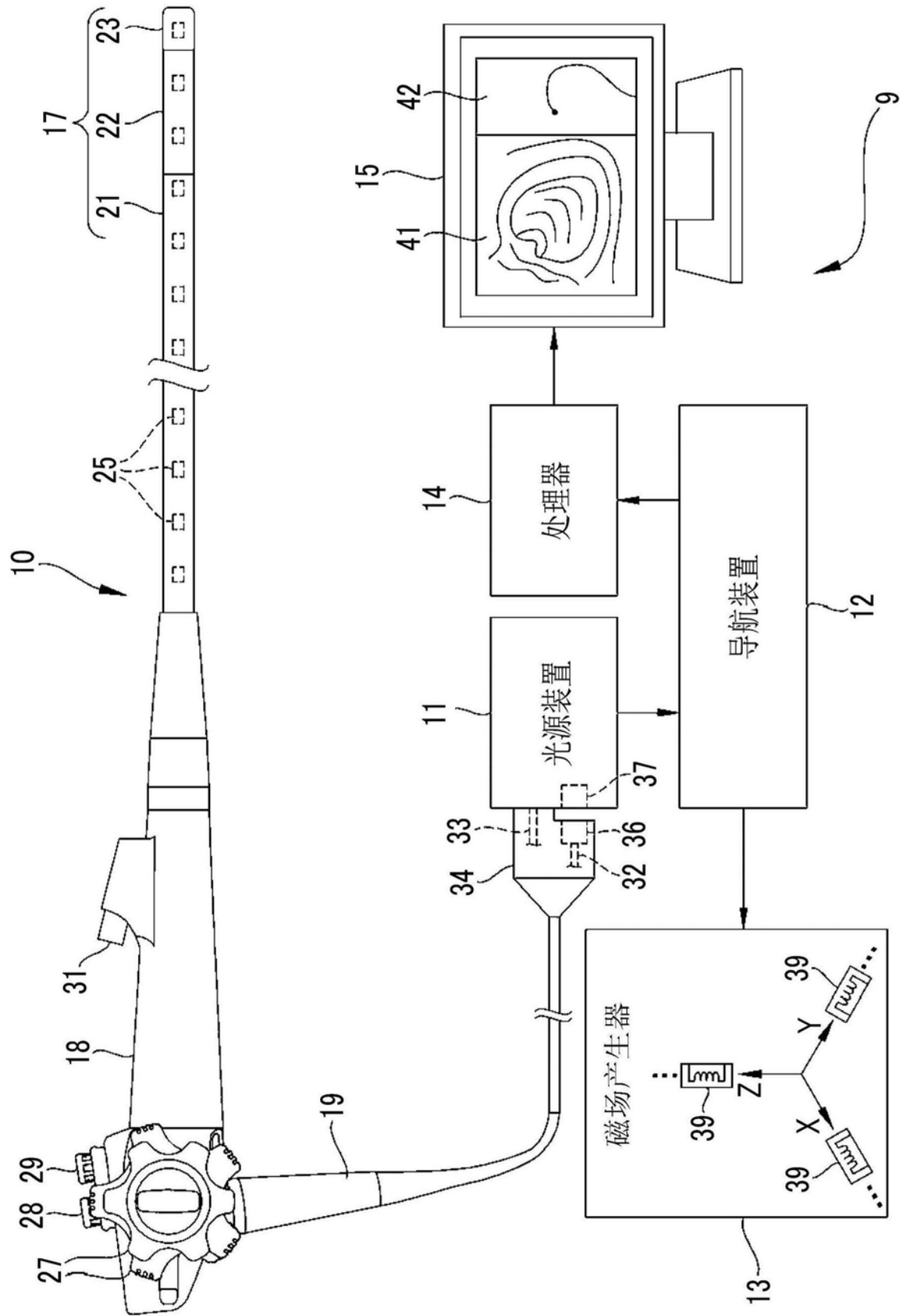


图1

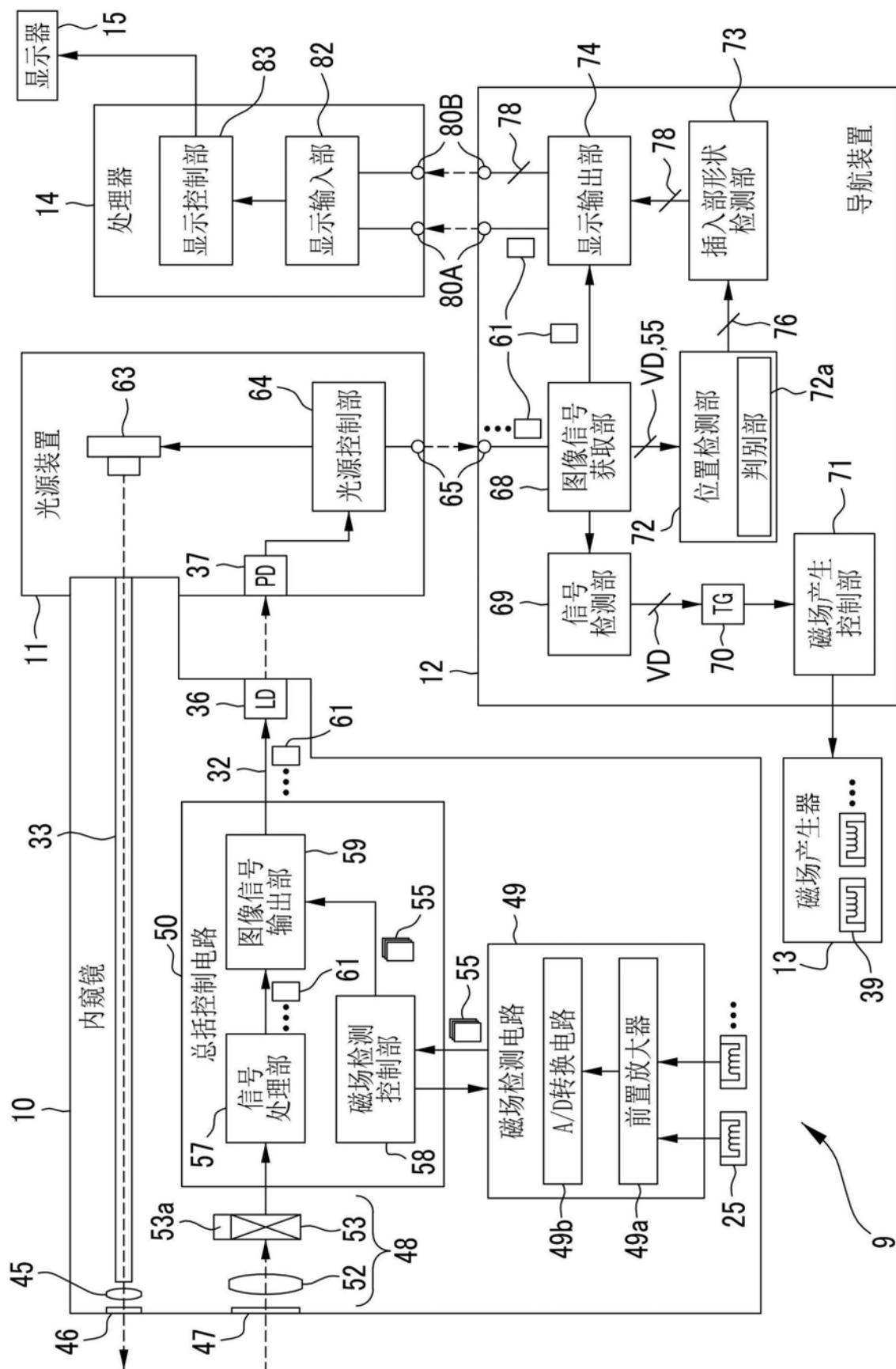


图2

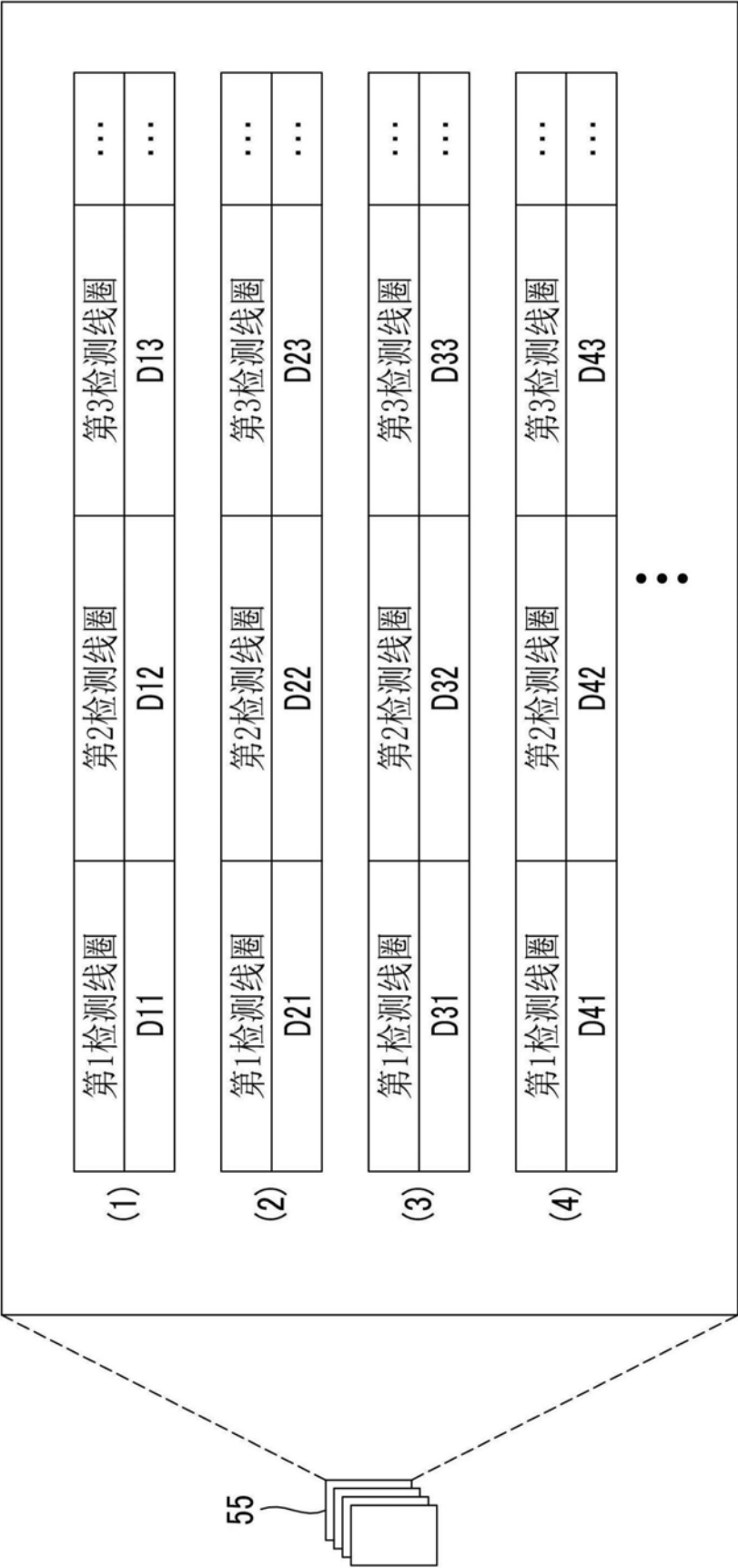


图3

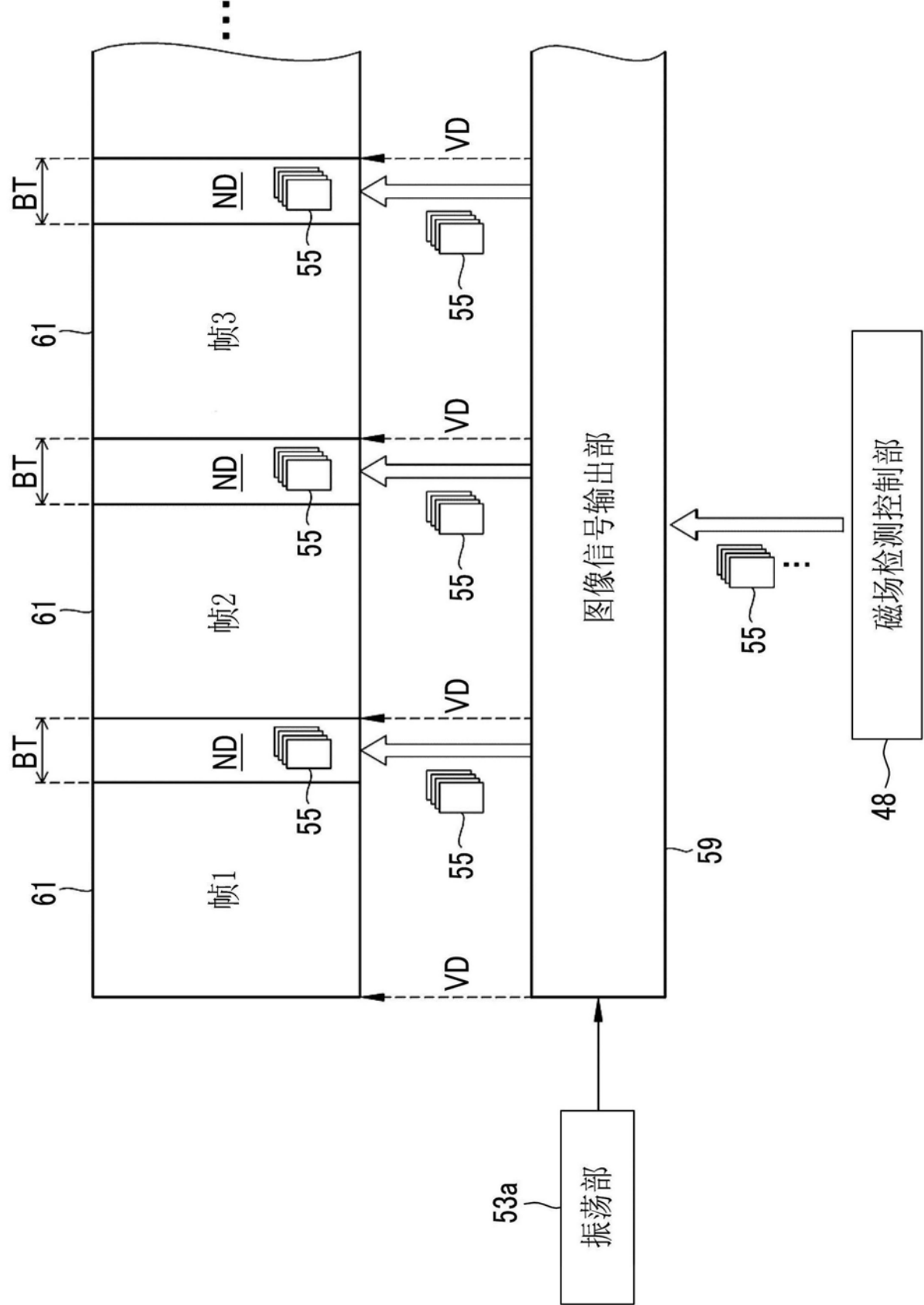


图4

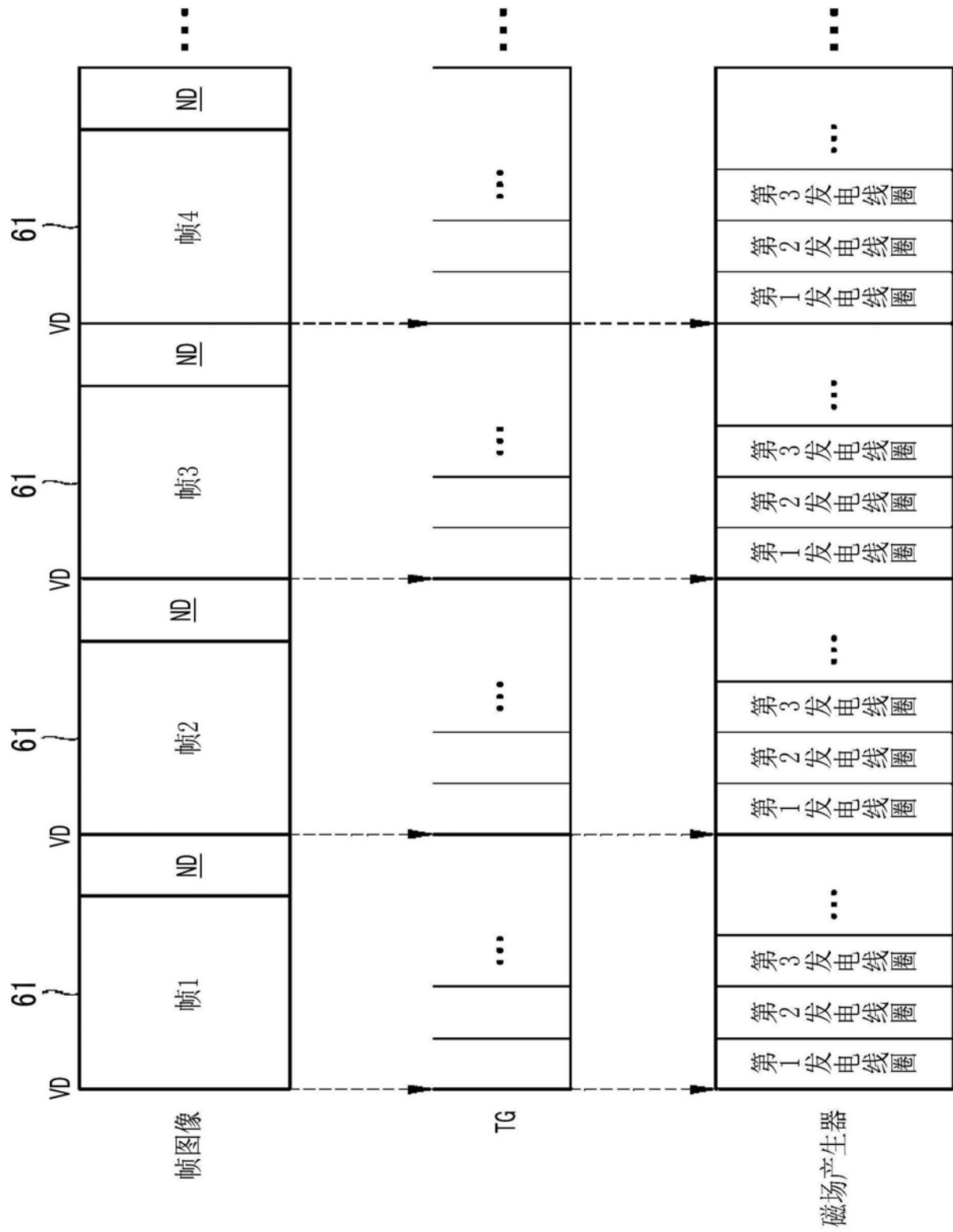


图5

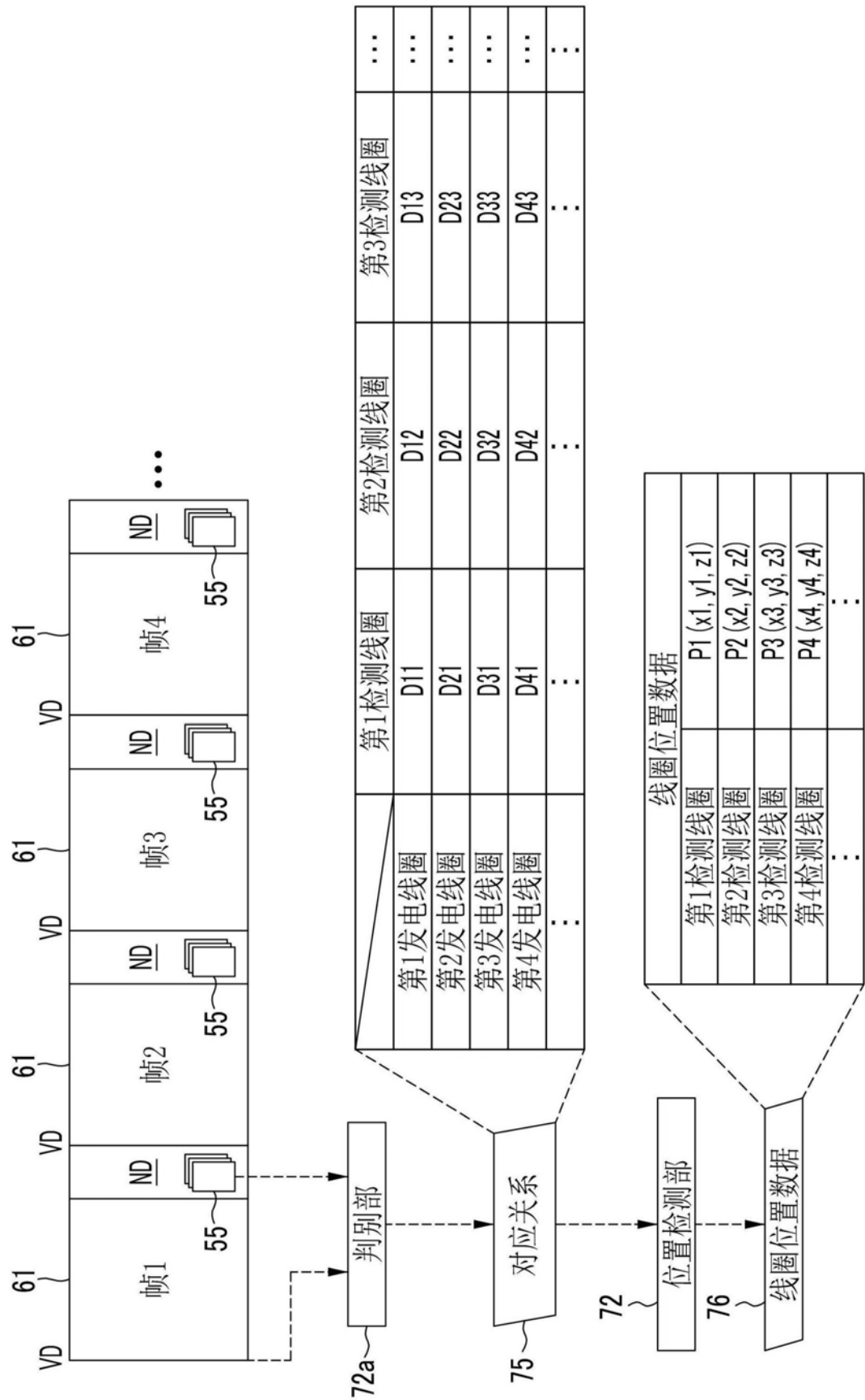


图6

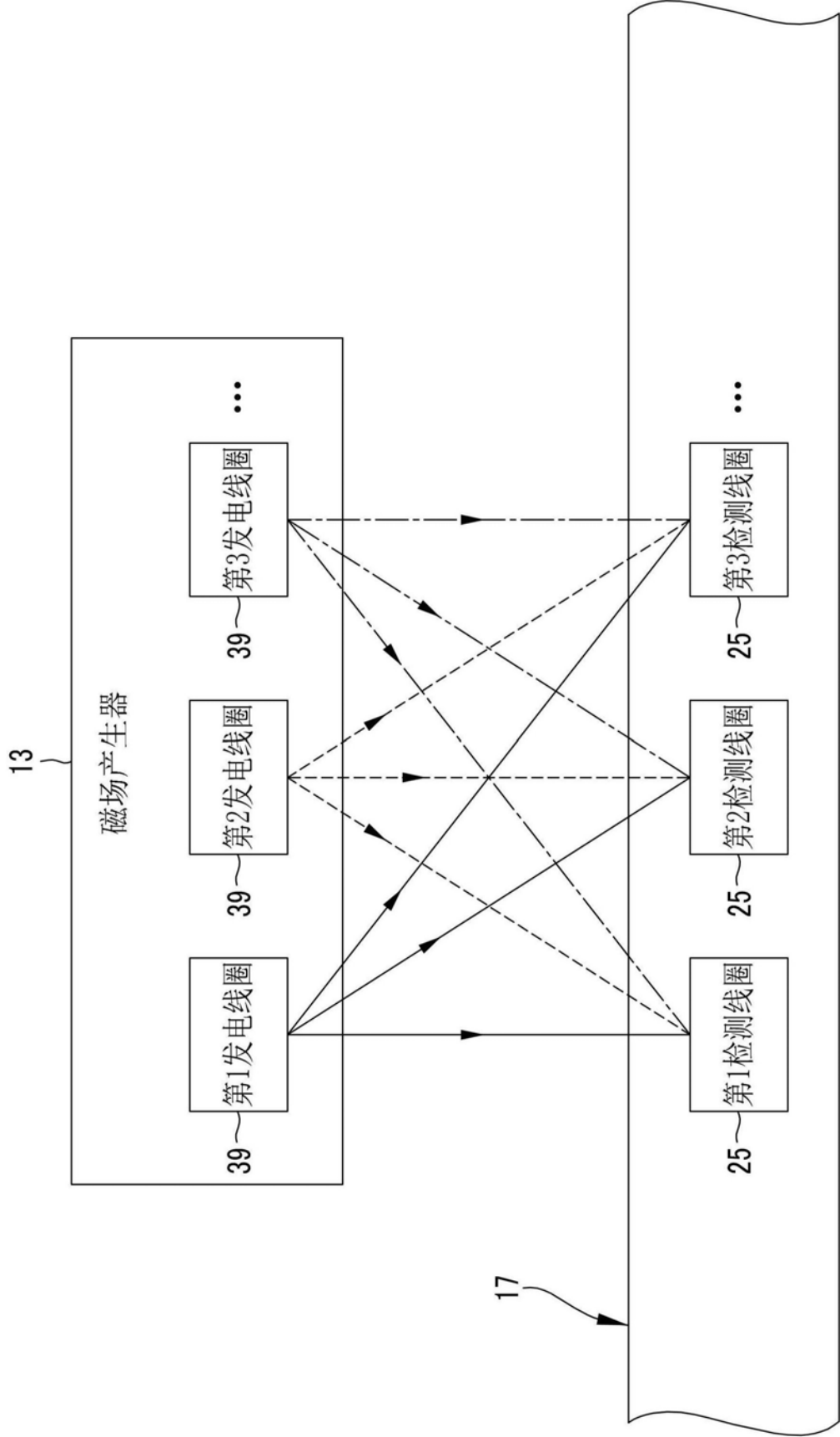


图7

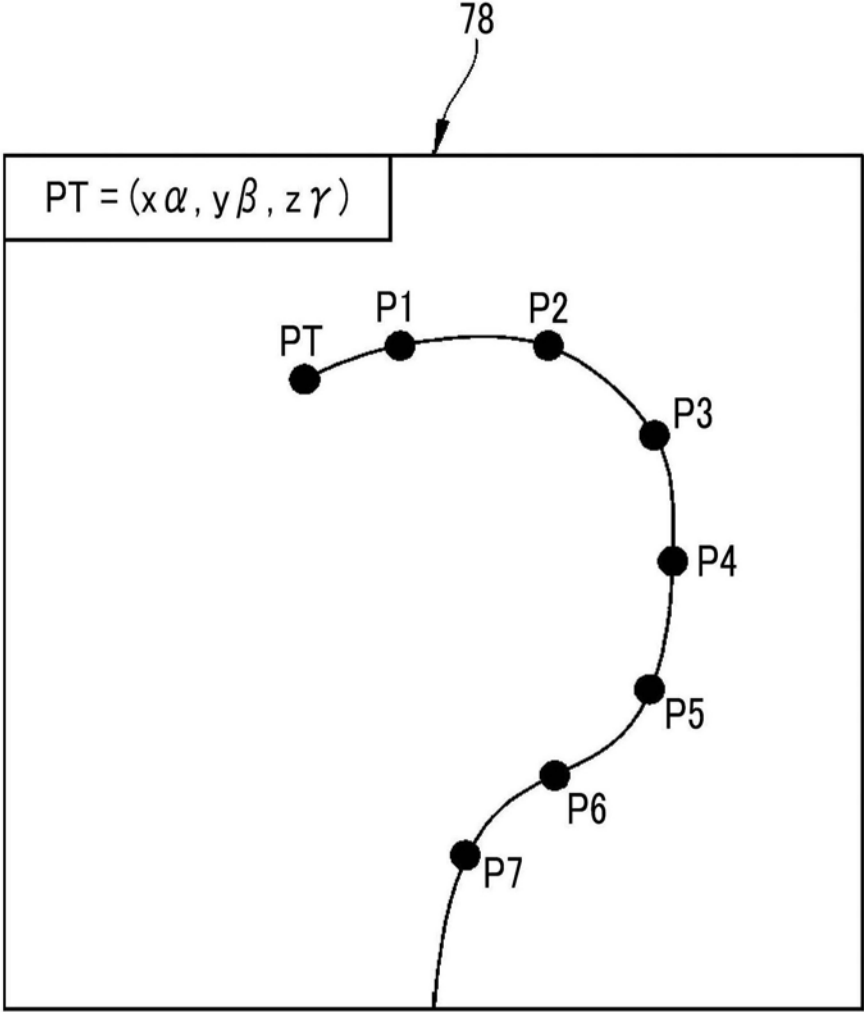


图8

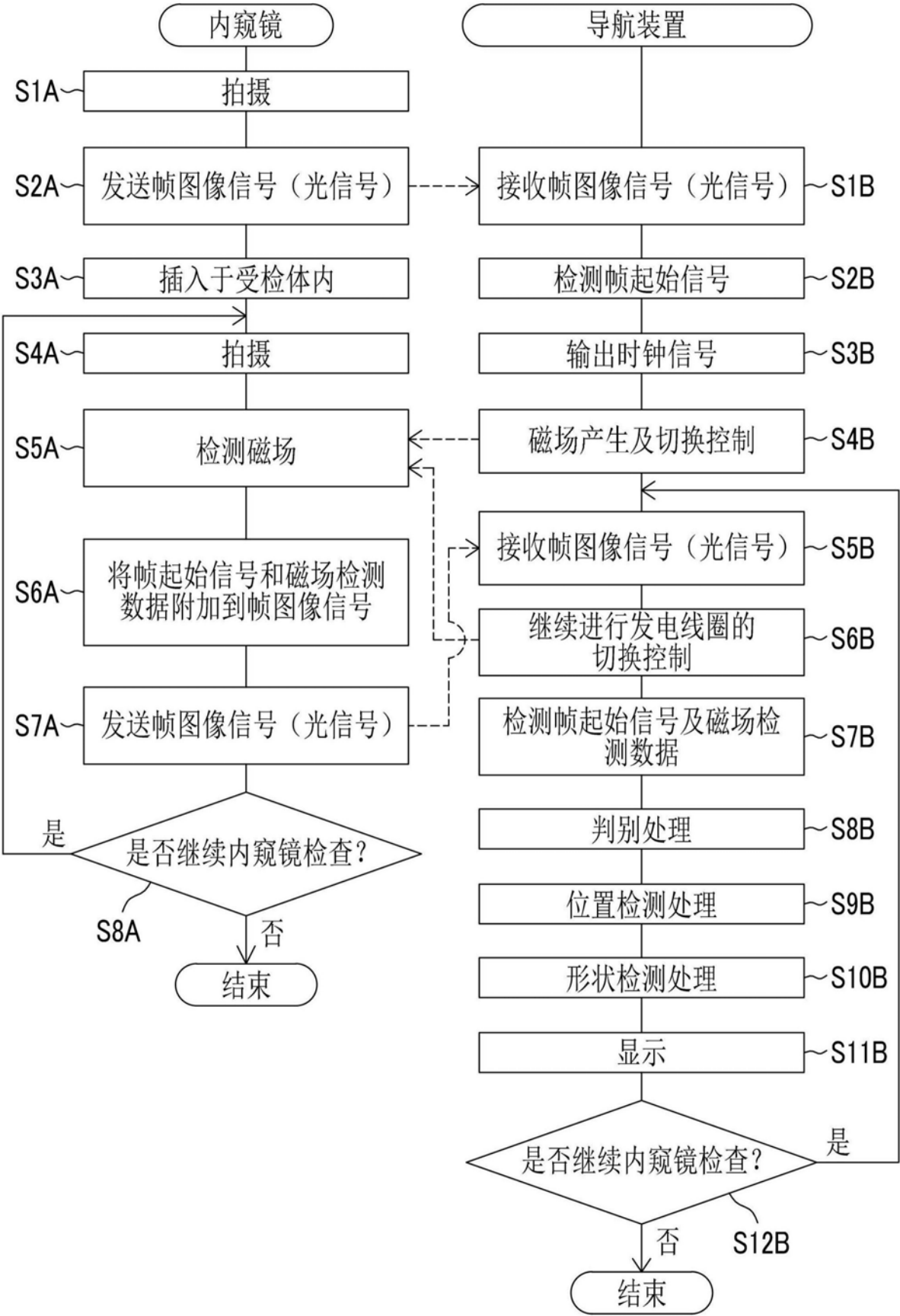


图9

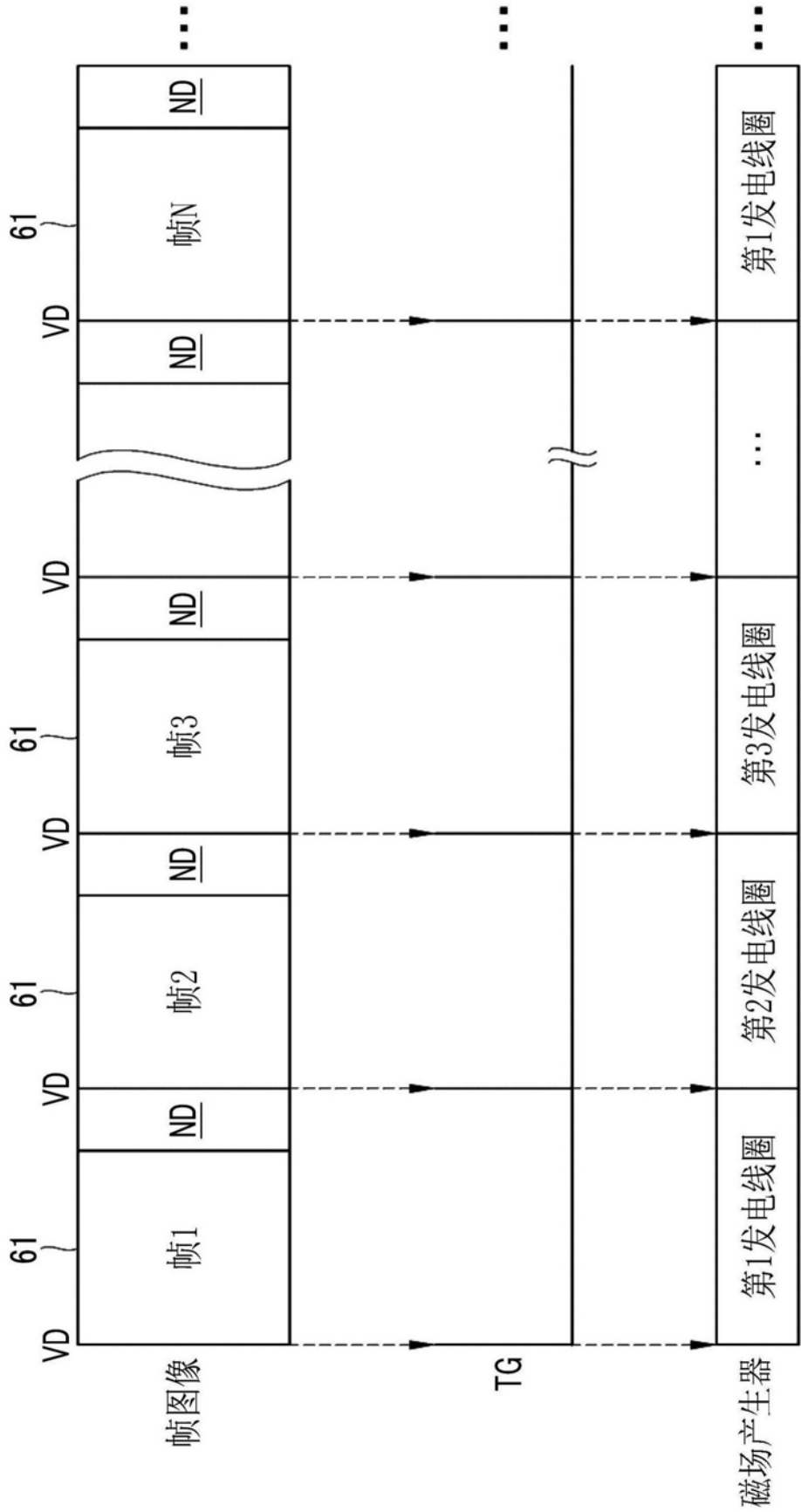


图10

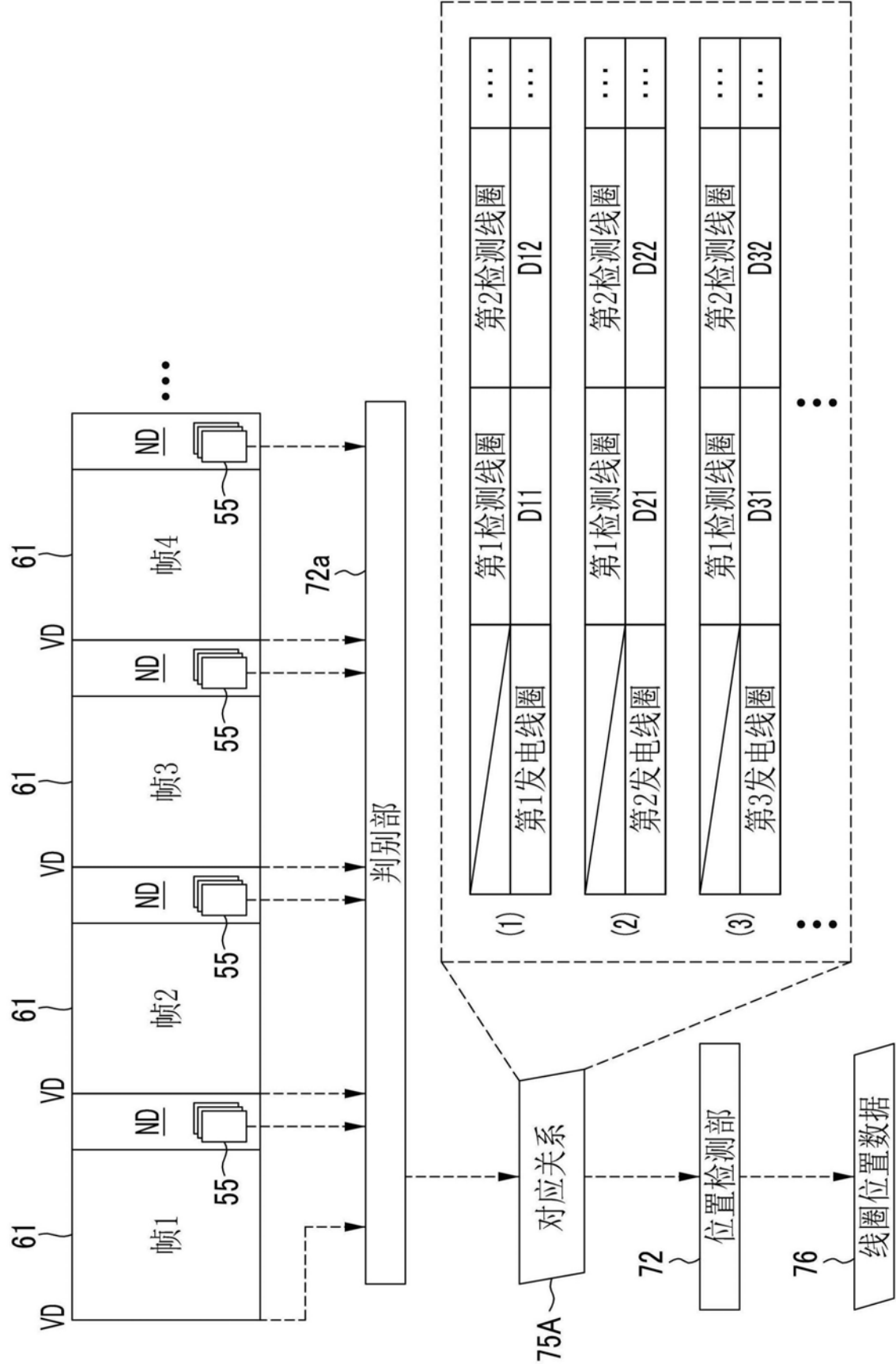


图11

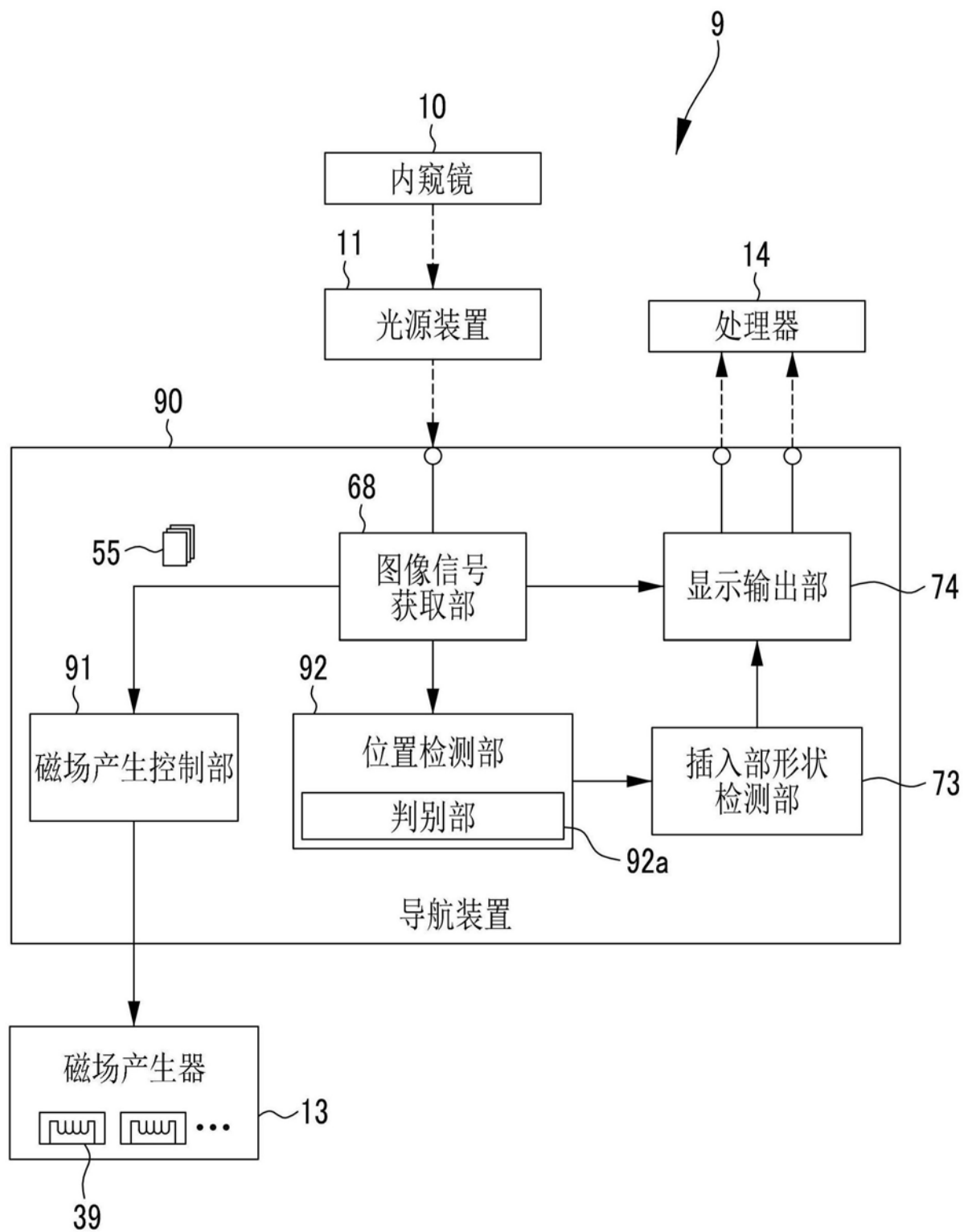


图12

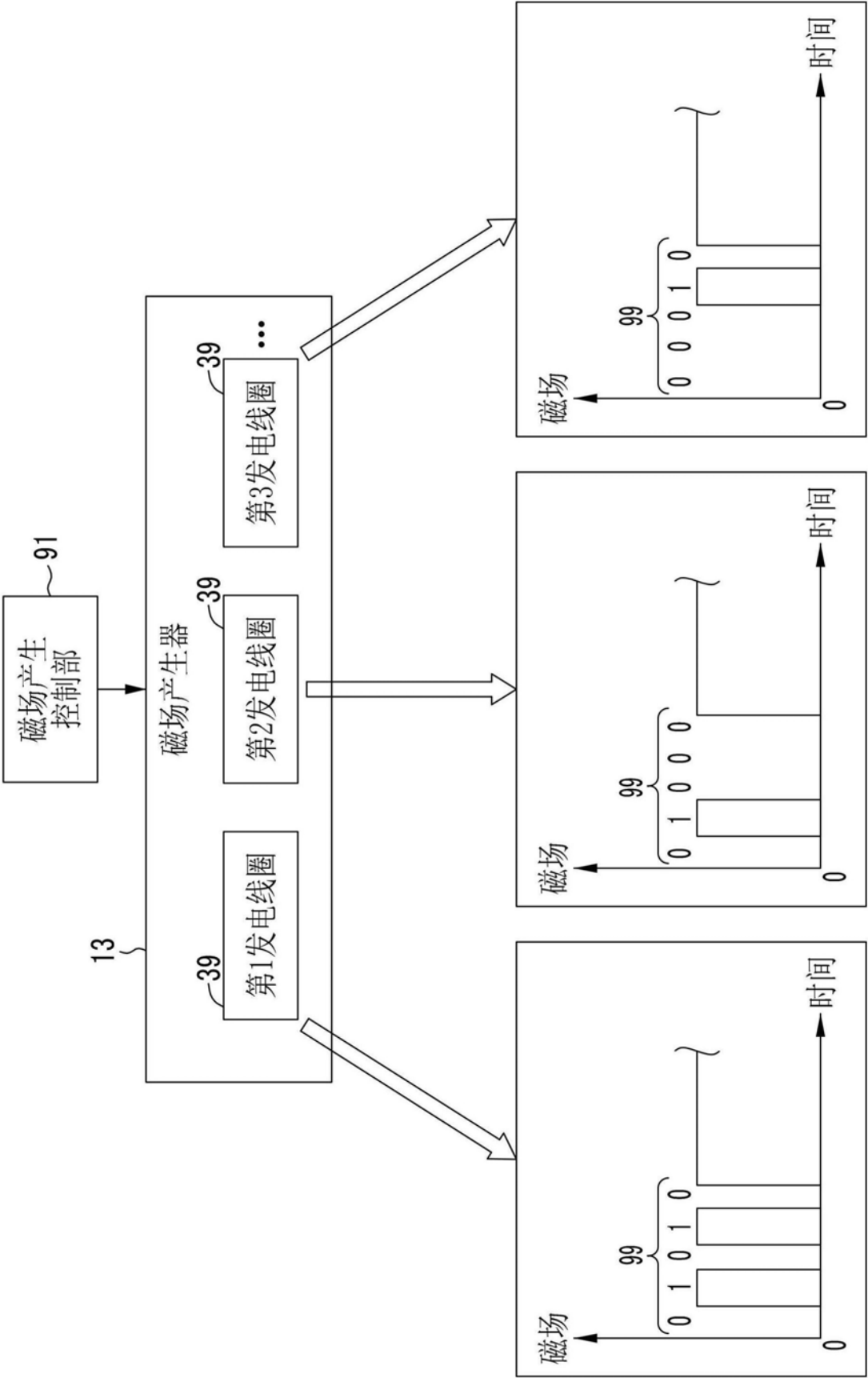


图13

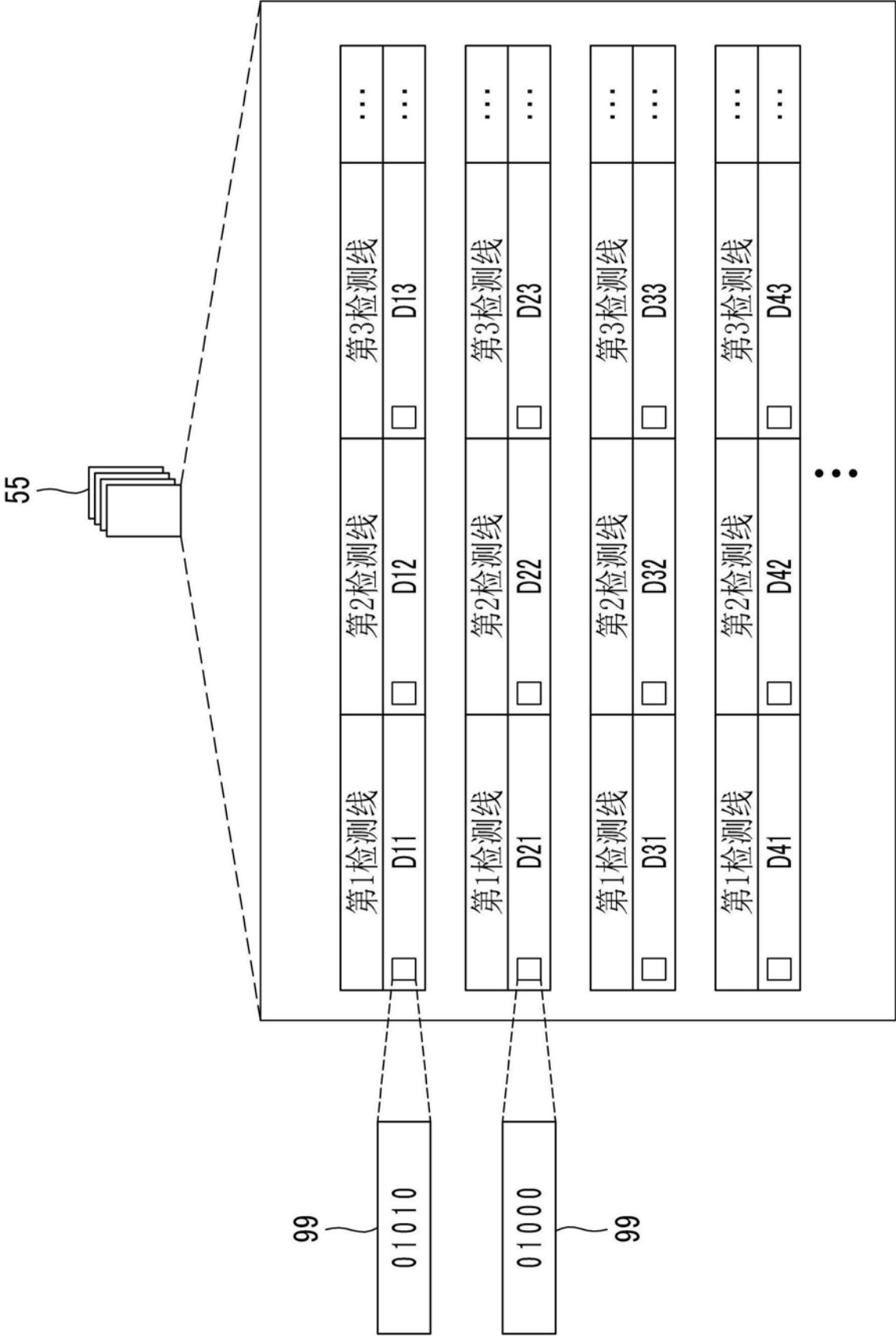


图14

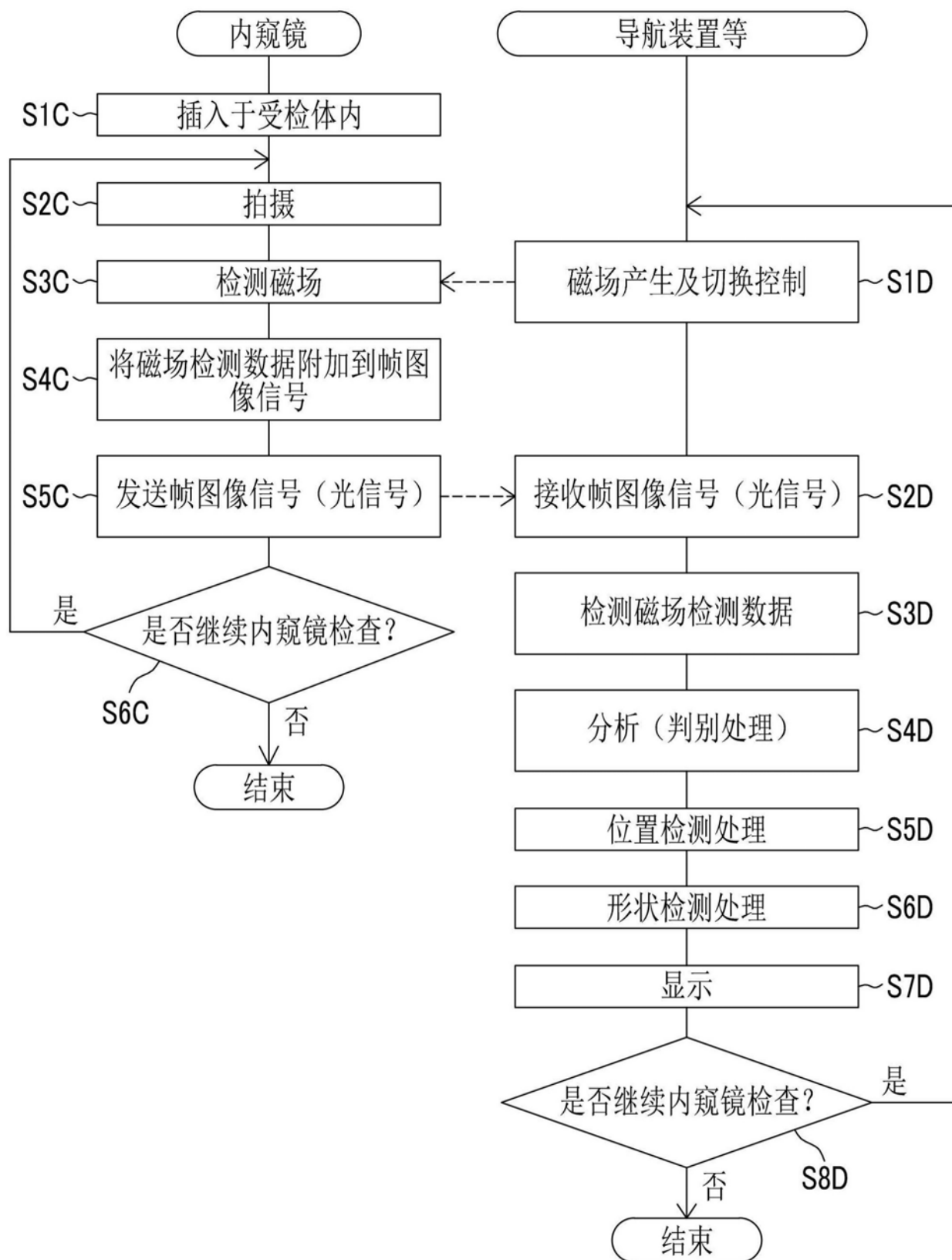


图15

专利名称(译)	导航装置及导航方法、以及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN109195499A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201780032794.1	申请日	2017-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	下村浩司		
发明人	下村浩司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B5/065 A61B34/20 A61B2034/2051 A61B2090/306 A61B2090/309 H04N7/18 A61B1/05 G01R33/285 G01R33/543		
优先权	2016119782 2016-06-16 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够使内窥镜小型化且低成本化的导航装置及导航方法、以及具备该导航装置的内窥镜系统。本发明的导航装置具备：磁场产生控制部，使磁场在彼此不同的位置从产生磁场的多个磁场产生部在不同的时刻产生；图像信号获取部，从内窥镜获取附加图像信号，该附加图像信号将确定正在产生磁场的磁场产生部的确定信息和每一个磁场检测部的磁场检测结果附加到从摄像元件输出的图像信号上；及位置检测部，根据附加到图像信号获取部所获取的附加图像信号上的确定信息及磁场检测结果而检测每一个磁场检测部的位置。

