



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107105999 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(21)申请号 201680004551.2

(22)申请日 2016.03.25

(30)优先权数据

2015-083464 2015.04.15 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.06.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/059739 2016.03.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/167103 JA 2016.10.20

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 香川凉平

(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 李辉 于靖帅

(51)Int.Cl.

A61B 1/06(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

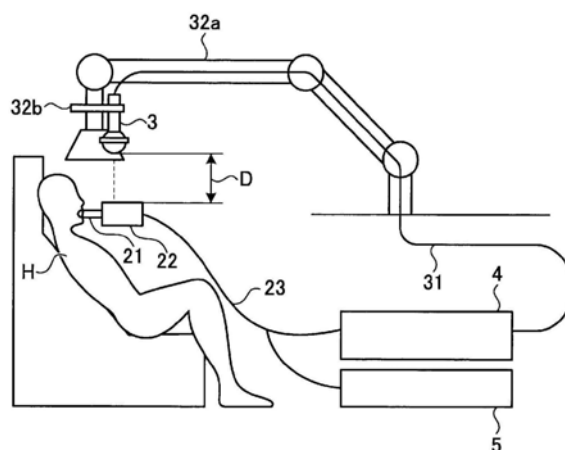
权利要求书2页 说明书11页 附图12页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

本发明的内窥镜系统(1)具有:光源(53),其生成并发出脉冲光;内窥镜装置(2),其具有摄像元件(25),该摄像元件(25)按照脉冲光的生成时机对被检体的内部进行拍摄并输出图像信号;处理装置(4),其对光源(53)和内窥镜装置(2)进行控制并且对图像信号进行处理;麦克风(3),其以有线的方式与处理装置(4)连接并且采集声音;以及保持部件(32),其将麦克风(3)固定保持在远离被检体的位置,处理装置(4)具有:振动频率检测部(41),其从麦克风(3)所采集的声音中检测被检体发出的第一声音的振动频率;以及光源控制部(42a),其按照振动频率检测部(41)检测到的第一声音的振动频率对光源(53)的脉冲光的生成处理进行控制。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,该内窥镜系统具有:  
光源,其生成并发出脉冲光;  
内窥镜装置,其具有摄像元件,该摄像元件按照由所述光源生成脉冲光的生成时机对被检体的内部进行拍摄并输出图像信号;  
处理装置,其对所述光源和所述内窥镜装置进行控制并且对所述图像信号进行处理;  
集音部,其以有线的方式与所述处理装置连接并且采集声音;以及  
保持部件,其将所述集音部固定保持在远离所述被检体的位置,  
所述处理装置具有:  
振动频率检测部,其从所述集音部所采集的声音中检测所述被检体发出的第一声音的振动频率;以及  
光源控制部,其按照所述振动频率检测部检测到的所述第一声音的振动频率对所述光源生成脉冲光的生成处理进行控制。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,  
所述集音部具有第一麦克风和第二麦克风,  
所述保持部件按照一定的位置关系对所述第一麦克风和所述第二麦克风进行保持,  
该内窥镜系统还具有位置关系取得部,该位置关系取得部取得表示所述第一麦克风、所述第二麦克风与所述被检体的位置关系的值,  
所述振动频率检测部根据由所述位置关系取得部取得的所述第一麦克风、所述第二麦克风与所述被检体的位置关系,从所述第一麦克风和所述第二麦克风所采集的声音中提取所述第一声音的振动频率。
3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,  
所述位置关系取得部取得第一距离和第二距离来作为所述第一麦克风、所述第二麦克风与所述被检体的位置关系,其中,所述第一距离是所述第一麦克风与所述被检体之间的距离,所述第二距离是所述第二麦克风与所述被检体之间的距离。
4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其特征在于,  
所述位置关系取得部具有:  
红外线输出部,其设置于所述内窥镜装置;  
第一红外线传感器,其设置于所述第一麦克风;  
第二红外线传感器,其设置于所述第二麦克风;以及  
距离运算部,其根据所述红外线输出部输出红外线的输出时间与所述第一红外线传感器的红外线检测时间之差来运算所述第一距离,根据所述红外线输出部输出红外线的输出时间与所述第二红外线传感器的红外线检测时间之差来运算所述第二距离。
5. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其特征在于,  
所述内窥镜装置具有设置于所述第一麦克风和所述第二麦克风的的方向侧的标记,  
所述位置关系取得部具有:  
第一测距用摄像元件,其设置于所述第一麦克风的附近,在所述第一麦克风的集音方向上进行拍摄;  
第二测距用摄像元件,其设置于所述第二麦克风的附近,在所述第二麦克风的集音方向上进行拍摄;以及

距离运算部,其根据所述第一测距用摄像元件所拍摄的图像信号中包含的所述标记的位置和所述第二测距用摄像元件所拍摄的图像信号中包含的所述标记的位置来运算所述第一距离和所述第二距离。

6. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述振动频率检测部按照每个振动频率而求出所述第一麦克风所采集的声音与所述第二麦克风所采集的声音的强度比率,将具有各求出的强度比率中的与所述距离运算部求出的第一距离的平方和第二距离的平方之比对应的强度比率的振动频率提取为所述第一声音的振动频率。

7. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜装置还有声音输出部,该声音输出部输出频带超出了人的可听频带的第二声音,

所述位置关系取得部根据所述第一麦克风所采集的所述第二声音的强度和所述第二麦克风所采集的所述第二声音的强度,而取得表示所述第一麦克风、所述第二麦克风与所述被检体的位置关系的值。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述位置关系取得部取得基准强度比率来作为表示所述位置关系的值,其中,所述基准强度比率是指所述第一麦克风所采集的所述第二声音的强度与所述第二麦克风所采集的所述第二声音的强度之比,

所述振动频率检测部按照每个振动频率而求出所述第一麦克风所采集的声音与所述第二麦克风所采集的声音的强度比率,将具有各求出的强度比率中的与所述位置关系取得部所取得的基准强度比率大致相等的强度比率的所述人的可听频带的振动频率提取为所述第一声音的振动频率。

## 内窥镜系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及具有被导入到被检体内的内窥镜装置的内窥镜系统,该内窥镜装置对该被检体内的图像进行拍摄。

### 背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,为了观察被检体内部而使用内窥镜系统。关于内窥镜系统,将呈细长形状的挠性的插入部插入到患者等被检体内,从该插入部前端照射照明光并利用插入部前端的摄像元件来接受该照明光的反射光,从而对被检体内的图像进行拍摄。这样拍摄到的图像在经由缆线与插入部的基端侧连接的处理装置中被实施规定的图像处理,然后被显示在内窥镜系统的显示器上。

[0003] 作为摄像元件,例如使用CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体) 图像传感器。CMOS图像传感器通过卷帘快门方式而生成图像信号,其中,该卷帘快门方式是指按照每个水平行而错开时机地进行读出。

[0004] 在内窥镜系统中,例如,有时一边照射间歇照明一边使用卷帘快门方式对声带那样的具有振动的被摄体进行观察,其中,该间歇照明是指使用脉冲状的照明光来进行照明。作为这样的使用间歇照明的内窥镜系统,公开了如下的技术:将麦克风安装于患者来采集来自声带的声音,与从所采集的声音中检测到的声带的振动频率同步地发出脉冲状的照明光(以下,称为脉冲光)(例如,参照专利文献1)。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2009-219611号公报

### 发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 内窥镜系统具有患者电路和二次电路,该患者电路是与被检体接触的一侧的电路,该二次电路是与患者电路之间进行信号的发送/接收等并且进行图像信号等的处理侧的电路。在内窥镜系统中,为了确保安全性,在患者电路与二次电路之间设置绝缘电路而使患者电路与二次电路电绝缘。

[0010] 这里,在专利文献1记载的技术中,由于为了采集来自声带的声音而将麦克风安装于患者,因此为了确保患者的安全性,对于麦克风和从麦克风延伸的缆线来说,麦克风专用的患者绝缘是必要的。而且,在专利文献1记载的技术中,为了使患者电路和二次电路双方与被输入来自麦克风的的声音信号的声音电路电绝缘,声音电路专用的绝缘电路是必要的。这样,在专利文献1记载的技术中,麦克风专用的患者绝缘分别对于麦克风和处理装置来说是必要的,因而存在内窥镜系统的结构变得复杂这样的问题。

[0011] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供如下的内窥镜系统:即使是为了生成脉冲光而使用集音部来采集声音的结构也能够抑制因患者绝缘和电路之间的绝缘

引起的结构的复杂化。

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 为了解决上述的课题、达成目的,本发明的内窥镜系统的特征在于,具有:光源,其生成并发出脉冲光;内窥镜装置,其具有摄像元件,该摄像元件按照由所述光源生成脉冲光的生成时机对被检体的内部进行拍摄并输出图像信号;处理装置,其对所述光源和所述内窥镜装置进行控制并且对所述图像信号进行处理;集音部,其以有线的方式与所述处理装置连接并且采集声音;以及保持部件,其将所述集音部固定保持在远离所述被检体的位置,所述处理装置具有:振动频率检测部,其从所述集音部所采集的声音中检测所述被检体发出的第一声音的振动频率;以及光源控制部,其按照所述振动频率检测部检测到的所述第一声音的振动频率对所述光源生成脉冲光的生成处理进行控制。

[0014] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,所述集音部具有第一麦克风和第二麦克风,所述保持部件按照一定的位置关系对所述第一麦克风和所述第二麦克风进行保持,该内窥镜系统还具有位置关系取得部,该位置关系取得部取得表示所述第一麦克风、所述第二麦克风与所述被检体的位置关系的值,所述振动频率检测部根据由所述位置关系取得部取得的所述第一麦克风、所述第二麦克风与所述被检体的位置关系,从所述第一麦克风和所述第二麦克风所采集的声音中提取所述第一声音的振动频率。

[0015] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,所述位置关系取得部取得第一距离和第二距离来作为所述第一麦克风、所述第二麦克风与所述被检体的位置关系,其中,所述第一距离是所述第一麦克风与所述被检体之间的距离,所述第二距离是所述第二麦克风与所述被检体之间的距离。

[0016] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,所述位置关系取得部具有:红外线输出部,其设置于所述内窥镜装置;第一红外线传感器,其设置于所述第一麦克风;第二红外线传感器,其设置于所述第二麦克风;以及距离运算部,其根据所述红外线输出部输出红外线的输出时间与所述第一红外线传感器的红外线检测时间之差来运算所述第一距离,根据所述红外线输出部输出红外线的输出时间与所述第二红外线传感器的红外线检测时间之差来运算所述第二距离。

[0017] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,所述内窥镜装置具有设置于所述第一麦克风和所述第二麦克风的的方向侧的标记,所述位置关系取得部具有:第一测距用摄像元件,其设置于所述第一麦克风的附近,在所述第一麦克风的集音方向上进行拍摄;第二测距用摄像元件,其设置于所述第二麦克风的附近,在所述第二麦克风的集音方向上进行拍摄;以及距离运算部,其根据所述第一测距用摄像元件所拍摄的图像信号中包含的所述标记的位置和所述第二测距用摄像元件所拍摄的图像信号中包含的所述标记的位置来运算所述第一距离和所述第二距离。

[0018] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,所述振动频率检测部按照每个振动频率而求出所述第一麦克风所采集的声音与所述第二麦克风所采集的声音的强度比率,将具有各求出的强度比率中的与所述距离运算部求出的第一距离的平方和第二距离的平方之比对应的强度比率的振动频率提取为所述第一声音的振动频率。

[0019] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,所述内窥镜装置还有声音输出部,该声音输出部输出频带超出了人的可听频带的第二声音,所述位置关系取得部根据所述第一麦克

风所采集的所述第二声音的强度和第二麦克风所采集的所述第二声音的强度,而取得表示所述第一麦克风、所述第二麦克风与所述被检体的位置关系的值。

[0020] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,所述位置关系取得部取得基准强度比率来作为表示所述位置关系的值,其中,所述基准强度比率是指所述第一麦克风所采集的所述第二声音的强度与所述第二麦克风所采集的所述第二声音的强度之比,所述振动频率检测部按照每个振动频率而求出所述第一麦克风所采集的声音与所述第二麦克风所采集的声音的强度比率,将具有各求出的强度比率中的与所述位置关系取得部所取得的基准强度比率大致相等的强度比率的所述人的可听频带的振动频率提取为所述第一声音的振动频率。

[0021] 发明效果

[0022] 根据本发明,即使是为了生成脉冲光而使用集音部来采集声音的结构,由于将集音部固定保持在远离被检体的位置,因此对于集音部和处理装置中的任意一方来说都不需要集音部专用的患者绝缘,实现了能够抑制因患者绝缘和电路之间的绝缘引起的结构的复杂化的效果。

## 附图说明

[0023] 图1是示出本发明的实施方式1的内窥镜系统的概略结构的框图。

[0024] 图2是用于对本发明的实施方式1的内窥镜系统的使用状态进行说明的图。

[0025] 图3是用于对现有技术的内窥镜系统的使用状态进行说明的图。

[0026] 图4是用于对现有技术的内窥镜系统的处理装置的电路结构进行说明的框图。

[0027] 图5是用于对实施方式1的处理装置的电路结构进行说明的框图。

[0028] 图6是示出本发明的实施方式2的内窥镜系统的概略结构的框图。

[0029] 图7是用于对实施方式2的内窥镜系统的使用状态进行说明的图。

[0030] 图8是示出实施方式2的变形例的内窥镜系统的概略结构的框图。

[0031] 图9是对图8所示的标记、第一摄像元件以及第二摄像元件的安装位置进行说明的图。

[0032] 图10A是示出图8所示的第一摄像元件所拍摄的图像的一例的图。

[0033] 图10B是示出图8所示的第二摄像元件所拍摄的图像的一例的图。

[0034] 图11是示出本发明的实施方式3的内窥镜系统的概略结构的框图。

[0035] 图12是对图11所示的高频声音输出部、第一麦克风以及第二麦克风的位置进行说明的图。

[0036] 图13是示出图11所示的高频音源所发出的声音的振动频带的图。

[0037] 图14是示出图12所示的第一麦克风所采集的声音的强度的振动频率依赖性的一例的图。

[0038] 图15是示出图12所示的第二麦克风3B所采集的声音的强度的振动频率依赖性的一例的图。

[0039] 图16是示出实施方式3的变形例的内窥镜系统的概略结构的框图。

## 具体实施方式

[0040] 以下,对用于实施本发明的方式(以下,称为“实施方式”)进行说明。在实施方式中,作为包含本发明的医疗设备在内的系统的一例,对拍摄患者等被检体内的图像并进行显示的医疗用的内窥镜系统进行说明。并且,本发明不限于该实施方式。而且,在附图的记载中对相同部分标注相同的标号而进行说明。

[0041] (实施方式1)

[0042] 图1是示出本实施方式1的内窥镜系统的概略结构的框图。图2是用于对本实施方式1的内窥镜系统的使用状态进行说明的图。

[0043] 图1和图2所示的内窥镜系统1具有:内窥镜2,其通过将前端部插入到被检体H内而对被检体H的体内图像进行拍摄;处理装置(处理器)4,其对内窥镜2所拍摄的图像信号实施规定的信号处理,并且对内窥镜系统1整体的动作进行总体控制;光源装置5,其生成从内窥镜2的前端射出的脉冲状的照明光(脉冲光);麦克风3(集音部),其被保持部件32固定保持;以及显示装置6,其显示通过处理装置4的信号处理而生成的体内图像。

[0044] 内窥镜2具有操作部22、通用缆线23以及呈细长形状的插入部21。

[0045] 插入部21贯穿插入有作为照明光纤的光导27、以及用于图像信号的传送和驱动信号的传送的电缆26等。插入部21在前端部21a具有:聚光用的光学系统24;摄像元件25,其设置于光学系统24的成像位置,接受光学系统24所会聚的光并光电转换成电信号而实施规定的信号处理;光导27的前端,其使用玻璃光纤等构成,形成光源装置5发出的光的光导;以及照明透镜27a,其设置于光导27的前端。

[0046] 光学系统24由配置于后述的受光部25a的受光面侧的一个或多个透镜构成,具有改变视场角的光学变焦功能和改变焦点的对焦功能。

[0047] 摄像元件25按照由光源装置5生成脉冲光的时机对被检体内部进行拍摄,经由电缆26将所拍摄的图像信号输出给处理装置4。摄像元件25具有受光部25a和读出部25b。

[0048] 受光部25a在受光面上呈矩阵状配置有多个像素,该多个像素接受来自被光源装置5的脉冲光照明的被摄体的光,对所接受的光进行光电转换而生成图像信号。受光部25a根据在受光面上成像的光学像而生成表示被检体内的图像信号。

[0049] 读出部25b对受光部25a的多个像素进行曝光并从多个像素中读出图像信号。受光部25a和读出部25b例如由CMOS摄像元件构成,能够按照每个水平行进行曝光和读出。读出部25b根据从处理装置4传送的驱动信号,从起始的水平行开始执行进行曝光和读出的摄像动作,并通过卷帘快门方式而生成像素信号,其中,该卷帘快门方式是指按照每个水平行而错开时机地进行电荷复位、曝光以及读出。读出部25b将从受光部25a的多个像素中读出的图像信号经由电缆26和连接器23a输出给处理装置4。

[0050] 操作部22与插入部21的基端侧连接,设置有受理各种操作信号的输入的开关部22a。

[0051] 通用缆线23从操作部22向与插入部21延伸的方向不同的方向延伸,内设有经由连接器23a、23b与处理装置4和光源装置5连接的各种缆线。通用缆线23至少内设有光导27和多根电缆26。

[0052] 麦克风3以有线的方式与处理装置4连接并且采集声音。缆线31的前端与麦克风3连接,基端与处理装置4的声音输入端子33装卸自如地连接。麦克风3采集的声音信号经由与处理装置4连接的缆线31被输出给后述的振动频率检测部41。麦克风3被保持部件32固定

保持在规定的位置。

[0053] 在保持部件32中,例如采用将麦克风3固定于臂灯32a(参照图2)的灯附近的固定部件32b,将麦克风3固定保持在与被检体H相距了不需要患者绝缘的一定距离D以上的位置。因此,不需要针对麦克风3的患者绝缘。缆线31以沿着臂灯32a的臂延伸的方式被固定。臂灯32a的臂通常按照与被检体H相距了不需要患者绝缘的距离进行配置,因此也不需要针对缆线31的患者绝缘。

[0054] 处理装置4具有振动频率检测部41、控制部42、图像处理部43、显示控制部44、输入部45以及存储部46。

[0055] 振动频率检测部41对由麦克风3采集再经由缆线31和声音输入端子33输入给处理装置4的声音的振动频率进行检测。该声音是从作为被摄体的被检体H的声带发出的。振动频率检测部41将检测到的声音的振动频率输出给控制部42。

[0056] 控制部42是使用CPU等而实现的。控制部42对处理装置4的各部分的处理动作进行控制。控制部42通过进行针对处理装置4的各结构的指示信息和数据的传输等而对处理装置4的动作进行控制。控制部42利用电缆26与摄像元件25连接,通过输出驱动信号而对摄像元件25的动作进行控制。控制部42利用缆线与光源装置5连接。控制部42具有对光源装置5的动作进行控制的光源控制部42a。光源控制部42a对光源53生成脉冲光的生成时机和生成期间进行控制以与振动频率检测部41检测到的声音的振动频率同步。光源控制部42a生成脉冲光的生成时机和生成期间也被输出给图像处理部43。

[0057] 图像处理部43对由摄像元件25的读出部25b读出的图像信号进行规定的信号处理。例如,图像处理部43对图像信号至少进行包含光学黑相减处理、白平衡(WB)调节处理、(在摄像元件是拜耳阵列的情况下)图像信号的同时化处理、颜色矩阵运算处理、伽马校正处理、颜色再现处理以及边缘强调处理等在内的图像处理。

[0058] 显示控制部44根据由图像处理部43处理后的图像信号,生成用于显示在显示装置6上的显示用图像信号。显示控制部44将变更为与显示装置6对应的格式的显示用图像信号输出给显示装置6。

[0059] 输入部45是使用鼠标、键盘以及触摸面板等操作设备而实现的,受理内窥镜系统1的各种指示信息的输入。具体而言,输入部45受理被检体信息(例如ID、出生年月日、姓名等)、内窥镜2的识别信息(例如ID和检查对应项目)以及检查内容等各种指示信息的输入。

[0060] 存储部46是使用易失性存储器或非易失性存储器而实现的,存储用于使处理装置4和光源装置5进行动作的各种程序。存储部46暂时存储处理装置4的处理中的信息。存储部46按照帧单位来存储从摄像元件25输出的图像信号。存储部46存储由图像处理部43处理后的图像信号。存储部46也可以使用从处理装置4的外部安装的存储卡等而构成。

[0061] 光源装置5具有脉冲生成部51、光源驱动器52以及光源53。

[0062] 脉冲生成部51根据光源控制部42a使用由振动频率检测部41检测到的声音的振动频率而计算出的值(脉冲宽度或者占空比),生成用于驱动光源53的脉冲,生成包含该脉冲在内的光源控制用的PWM信号并输出给光源驱动器52。

[0063] 光源驱动器52根据由脉冲生成部51生成的PWM信号,向光源53提供规定的电力。

[0064] 光源53使用聚光透镜等光学系统和生成作为提供给内窥镜2的照明光的脉冲状的白色光(脉冲光)的白色LED等光源而构成。从光源53发出的光(脉冲光)经由连接器23b和通

用缆线23的光导27从插入部21的前端部21a对被摄体进行照明。

[0065] 图3是用于对现有技术的内窥镜系统的使用状态进行说明的图。如图3所示,在现有技术中,为了采集来自作为被摄体的声带的声音,将麦克风103安装于被检体H的口的附近。为了确保被检体H的安全性,在内窥镜102中,对于插入到被检体H的口内的插入部121、位于被检体H附近的操作部122、以及与管理装置104和光源装置105连接的通用缆线123来说,患者绝缘也是必要的。而且,在现有技术中,对于麦克风103和从麦克风103延伸的缆线131来说,麦克风专用的患者绝缘是必要的。

[0066] 图4是用于对现有技术的内窥镜系统的处理装置的电路结构进行说明的框图。如图4所示,现有技术的处理装置具有电路结构104A,该电路结构104A由患者电路104a、二次电路104b以及声音电路104c构成。患者电路104a具有摄像信号用处理电路47a,该摄像信号用处理电路47a对摄像元件125经由电缆126输出的图像信号进行噪声去除和A/D转换,并且向摄像元件125输出驱动信号。二次电路104b设置有进行振动频率检测部141、控制部142、图像处理部143以及显示控制部144的各处理的电路。声音电路104c设置有声音输入电路147c,该声音输入电路147c被输入麦克风103所采集的声音信号。患者电路104a、二次电路104b以及声音电路104c彼此电绝缘。二次电路104b是以功能接地或保护接地等方式接地的电路,其中,该功能接地用于使电路稳定地动作,该保护接地用于确保内窥镜系统1的操作者的安全性。患者电路104a是与二次电路104b绝缘并且与声音电路104c也绝缘的电路。患者电路104a是以与二次电路104b的基准电位不同的各基准电位进行接地的电路。为了使患者电路104a与二次电路104b进行信号的发送/接收,需要在维持患者电路104a与二次电路104b之间的绝缘的同时进行信号传送的第一绝缘传送部47b。而且,在现有技术中,为了使声音电路104c与二次电路104b进行信号的发送/接收,需要在维持声音电路104c与二次电路104b之间的绝缘的同时进行信号传送的第二绝缘传送部147d。这样,在现有技术中,形成了对于麦克风和处理装置中的任意一方来说麦克风专用的患者绝缘都必要的复杂结构。

[0067] 图5是用于对实施方式1的处理装置4的电路结构进行说明的框图。与此相对,在本实施方式1中,利用保持部件32将麦克风3固定保持在与被检体H相距了不需要患者绝缘的一定距离D以上的位置而形成麦克风3和缆线31不会与被检体H接触的结构。因此,不再需要针对麦克风3和缆线31的患者绝缘,并且如图5的电路结构4A所示,能够将麦克风3采集的声音信号经由声音输入端子33直接输入给二次电路4b的振动频率检测部41。因此,在处理装置4中,可以无需设置以往必要的声音电路104c,还能够省去第二绝缘传送部147d。因此,处理装置4能够采用仅由患者电路4a和二次电路4b这两个电路构成的简易的电路结构4A。

[0068] 这样,在实施方式1中,由于利用保持部件32将麦克风3固定保持在与被检体H相距了不需要患者绝缘的一定距离D以上的位置,因此对于麦克风和处理装置中的任何一方来说都不需要设置麦克风专用的患者绝缘。因此,根据实施方式1,即使是为了生成脉冲光而利用麦克风来采集声音的结构,也能够抑制由患者绝缘和电路间的绝缘引起的结构的复杂化。

[0069] 另外,在本实施方式1中,对设置有单个麦克风3的例子进行了说明,但是,麦克风3当然也可以是多个。并且,在实施方式1中,对摄像信号用处理电路47a和第一绝缘传送部47b设置于处理装置4内的例子进行了说明,但它们也可以设置于内窥镜2(例如,操作部22或通用缆线23的与管理装置4连接连接器部分)内。而且,也可以仅将摄像信号用处理电

路47a设置于内窥镜2(例如,操作部22或通用缆线23的与处理装置4连接的连接器部分)内。

[0070] (实施方式2)

[0071] 接下来,对实施方式2进行说明。在实施方式2中,设置有多个麦克风以提高集音灵敏度,并且分别求出被检体与各麦克风之间的距离,从麦克风采集的声音信号中消除噪声。图6是示出本实施方式2的内窥镜系统的概略结构的框图。图7是用于对实施方式2的内窥镜系统的使用状态进行说明的图。

[0072] 如图6所示,实施方式2的内窥镜系统201具有:内窥镜202,其在操作部222中设置有红外线输出部208;第一麦克风3A;第二麦克风3B;第一保持部件32A,其对第一麦克风3A进行保持;第二保持部件32B,其对第二麦克风3B进行保持;第一红外线传感器2071;第二红外线传感器2072;以及处理装置204,其具有控制部242、振动频率检测部241以及距离运算部247,其中,该控制部242具有与图1所示的控制部42相同的功能。第一麦克风3A与缆线31A的前端连接,该缆线31A的基端装卸自如地与处理装置204的声音输入端子33A连接。第二麦克风3B与缆线31B的前端连接,该缆线31B的基端装卸自如地与处理装置204的声音输入端子33B连接。红外线输出部208、第一红外线传感器2071、第二红外线传感器2072以及距离运算部247作为位置关系取得部发挥功能,该位置关系取得部取得表示第一麦克风3A、第二麦克风3B与被检体H的位置关系的值。

[0073] 如图7所示,第一麦克风3A被固定部件32b固定在臂灯32a的灯附近。第二麦克风3B被固定部件32c固定在臂灯32a的基端侧的臂上。在实施方式2中,使内窥镜202的插入部21被导入到被检体H的口内时的操作部222的位置近似于作为被摄体的被检体H的声带的位置。该情况下的操作部222与第一麦克风3A之间的距离 $D_1$ 被设定为不需要患者绝缘的距离。操作部222与第二麦克风3B之间的距离 $D_2$ 在图7的例子中被设定为大于距离 $D_1$ 的距离。这样,第一保持部件32A和第二保持部件32B按照一定的位置关系对第一麦克风3A和第二麦克风3B进行保持。

[0074] 在操作部222上,在第一麦克风3A和第二麦克风3B的方向侧设置有能够输出红外线的红外线输出部208。红外线输出部208根据处理装置的控制部242的控制而输出红外线。

[0075] 如图7所示,第一红外线传感器2071设置于第一麦克风3A。第二红外线传感器2072设置于第二麦克风3B。第一红外线传感器2071和第二红外线传感器2072在检测到红外线时,将表示检测到红外线的检测信号输出给后述的距离运算部247。

[0076] 距离运算部247对作为第一麦克风3A与被检体H之间的距离的第一距离和作为第二麦克风3B与被检体H之间的距离的第二距离进行运算来作为第一麦克风3A、第二麦克风3B与被检体H的位置关系。如上所述,使内窥镜202的插入部21被导入到被检体H的口内时的操作部222的位置近似于作为被摄体的被检体H的声带的位置。因此,距离运算部247对第一麦克风3A与操作部222之间的距离 $D_1$ 以及第二麦克风3B与操作部222之间的距离 $D_2$ 进行运算。距离运算部247根据设置于操作部222的红外线输出部208输出红外线的输出时间与第一红外线传感器2071的红外线检测时间之差以及红外线在空气中行进的速度来运算距离 $D_1$ 。距离运算部247根据设置于操作部222的红外线输出部208输出红外线的输出时间与第二红外线传感器2072的红外线检测时间之差以及红外线在空气中行进的速度来运算距离 $D_2$ 。距离运算部247将运算出的距离 $D_1$ 、 $D_2$ 输出给振动频率检测部241。

[0077] 振动频率检测部241根据距离运算部247所取得的第一麦克风3A、第二麦克风3B与

被检体H的位置关系即距离 $D_1$ 、 $D_2$ ，从第一麦克风3A和第二麦克风3B所采集的声音中提取被检体H发出的第一声音的振动频率。

[0078] 这里，音源和麦克风之间的距离平方与该麦克风采集的声音强度成比例。因此，可以认为第一麦克风3A采集的声音的强度 $I_{1(F_n)}$ 和第二麦克风3B采集的强度 $I_{2(F_n)}$ 之比与距离 $D_1$ 的平方和距离 $D_2$ 的平方之比一致的振动频率 $F_n$ 的声音是被检体H发出的第一声音。即，满足下述(1)式的关系的振动频率 $F_n$ 的声音是被检体H发出的第一声音。不满足下述(1)式的关系的振动频率 $F_n$ 的声音是被检体H以外的部分发出的噪声声音。

[0079] 【数学式1】

$$[0080] \quad \frac{I_{2(F_n)}}{I_{1(F_n)}} = \frac{D_2^2}{D_1^2} \quad \dots(1)$$

[0081] 振动频率检测部241按照每个振动频率来求出第一麦克风3A所采集的声音与第二麦克风3B所采集的声音的强度比率，将具有各求出的强度比率中的与距离运算部247求出的距离 $D_1$ 的平方和距离 $D_2$ 的平方之比对应的强度比率的振动频率提取为被检体H发出的第一声音的振动频率。即，振动频率检测部241提取满足上述(1)式的振动频率 $F_n$ 来作为被检体H发出的第一声音的振动频率。光源控制部42a按照由振动频率检测部241这样提取出的第一声音的振动频率对光源53的脉冲光的生成处理进行控制。另外，振动频率检测部241可以将两个麦克风的聲音相加，可以提高声音强度低的一方的声音的增益，再将两个麦克风的聲音相加，或者也可以仅使用声音强度高的一方的声音。

[0082] 这样，在实施方式2中，由于设置有多个麦克风以提高采集灵敏度，并且通过求出被检体H与各麦克风之间的距离而从麦克风采集的声音信号中消除噪声，从而仅提取被检体H发出的第一声音的振动频率，因此能够高精度地使脉冲光的生成处理与第一声音的振动频率相对应。

[0083] (实施方式2的变形例)

[0084] 接下来，对实施方式2的变形例进行说明。在实施方式2的变形例中，通过进行图像处理而对第一距离和第二距离进行运算。图8是示出本实施方式2的变形例的内窥镜系统的概略结构的框图。图9是对图8所示的标记、第一摄像元件以及第二摄像元件的安装位置进行说明的图。图10A是示出图8所示的第一摄像元件所拍摄的图像的一例的图。图10B是示出图8所示的第二摄像元件所拍摄的图像的一例的图。

[0085] 如图8和图9所示，实施方式2的变形例的内窥镜系统201A具有：内窥镜202A，其具有在第一麦克风3A的第二麦克风3B的集音方向侧设置有标记208A的操作部222A；第一摄像元件2071A（第一测距用摄像元件），其设置于第一麦克风3A的附近，在第一麦克风3A的集音方向上进行拍摄；第二摄像元件2072A（第二测距用摄像元件），其设置于第二麦克风3B的附近，在第二麦克风3B的集音方向上进行拍摄；以及处理装置204A，其具有控制部242A和距离运算部247A，其中，该控制部242A具有与图1所示的控制部42相同的功能。第一摄像元件2071A、第二摄像元件2072A以及距离运算部247A作为位置关系取得部发挥功能，该位置关系取得部取得表示第一麦克风3A、第二麦克风3B与被检体H的位置关系的值。

[0086] 距离运算部247A根据第一摄像元件2071A所拍摄的图像信号（例如，图10A所示的图像G1）中包含的标记208A的位置和第二摄像元件2072A所拍摄的图像信号（例如，图10B所

示的图像G2)中包含的标记208A的位置,使用三角测量法等对距离 $D_1$ 和距离 $D_2$ 进行运算。另外,与实施方式2同样地,振动频率检测部241按照每个振动频率而求出第一麦克风3A所采集的声音与第二麦克风3B所采集的声音的强度比率,将具有各求出的强度比率中的与距离运算部247A求出的距离 $D_1$ 的平方和距离 $D_2$ 的平方之比对应的强度比率的振动频率即满足(1)式的振动频率 $F_n$ 提取为被检体H发出的第一声音的振动频率。并且,由于第一麦克风3A和第二麦克风3B位于臂灯32a侧,因此在各麦克风与内窥镜202之间很少存在障碍物,距离运算很少出现问题。

[0087] 也可以像本实施方式2的变形例所示那样通过进行图像处理来求出被检体与各麦克风之间的距离。

[0088] (实施方式3)

[0089] 接下来,对实施方式3进行说明。在实施方式3中,取得能够与第一距离和第二距离相对应的值,根据所取得的值而从麦克风采集的声音信号中消除噪声。图11是示出本实施方式3的内窥镜系统的概略结构的框图。图12是对图11所示的高频声音输出部、第一麦克风以及第二麦克风的位置进行说明的图。

[0090] 如图11和图12所示,实施方式3的内窥镜系统301具有:内窥镜302,其具有设置了高频声音输出部308的操作部322;以及处理装置304,其具有控制部342、高频音源348以及振动频率检测部341,其中,该控制部342具有与图1所示的控制部42相同的功能。

[0091] 高频音源348发出超出了人的可听频带的高频频带的第二声音。图13是示出图1所示的高频音源348发出的第二声音的振动频带的图。人的可听频带的上限是48k(Hz)(参照图13)。高频音源348发出以远超过48k(Hz)的振动频率 $F_i$ 为中心振动频率的声音来作为第二声音。高频声音输出部308输出图13所示的高频音源348发出的第二声音。第一麦克风3A和第二麦克风3B采集被检体H发出的第一声音和从高频声音输出部308输出的第二声音。

[0092] 如上所述,音源和麦克风之间的距离的平方与该麦克风采集的声音强度成比例。在实施方式3中,高频声音输出部308和第一麦克风3A之间的距离 $D_1$ 的平方与第一麦克风3A采集的第二声音的声音强度成比例。同样地,高频声音输出部308和第二麦克风3B之间的距离 $D_2$ 的平方与第二麦克风3B采集的第二声音的声音强度成比例。因此,第一麦克风3A采集的第二声音的声音强度是能够与距离 $D_1$ 的平方相对应的值,第二麦克风3B采集的第二声音的声音强度是能够与距离 $D_2$ 的平方相对应的值。并且,像在实施方式2中所述的那样,第一麦克风3A采集的声音的强度 $I_{1(F_n)}$ 和第二麦克风3B采集的强度 $I_{2(F_n)}$ 之比与距离 $D_1$ 的平方和距离 $D_2$ 的平方之比一致的振动频率 $F_n$ 的声音是被检体H发出的第一声音。

[0093] 因此,可以认为第一麦克风3A采集的声音的强度 $I_{1(F_n)}$ 和第二麦克风3B采集的强度 $I_{2(F_n)}$ 之比与第一麦克风3A采集的以振动频率 $F_i$ 为中心振动频率的第二声音的强度 $I_{1(F_i)}$ 和第二麦克风3B采集的以振动频率 $F_i$ 为中心振动频率的第二声音的强度 $I_{2(F_i)}$ 之比一致的振动频率 $F_n$ 的声音是被检体H发出的第一声音。即,满足下述(2)式的关系的振动频率 $F_n$ 的声音是被检体H发出的第一声音。不满足下述(2)式的关系的振动频率 $F_n$ 的声音是被检体H以外的部分发出的噪声声音。

[0094] 【数学式2】

$$[0095] \quad \frac{I_{2(F_n)}}{I_{1(F_n)}} = \frac{I_{2(F_i)}}{I_{1(F_i)}} \quad \dots(2)$$

[0096] 振动频率检测部341具有位置关系取得部341a,该位置关系取得部341a根据第一麦克风3A所采集的第二声音的强度和第二麦克风3B所采集的第二声音的强度,取得表示第一麦克风3A、第二麦克风3B与被检体H的位置关系的值。位置关系取得部341a取得基准强度比率来作为表示位置关系的值,其中,该基准强度比率是第一麦克风3A所采集的第二声音的强度与第二麦克风3B所采集的第二声音的强度之比。振动频率检测部341按照每个振动频率而求出第一麦克风3A所采集的声音与第二麦克风3B所采集的声音的强度比率,将具有各求出的强度比率中的与位置关系取得部341a取得的基准强度比率大致相等的强度比率的人的可听频带的振动频率提取为被检体H发出的第一声音的振动频率。即,振动频率检测部341将满足上述(2)式的振动频率 $F_n$ 提取为被检体H发出的第一声音的振动频率。

[0097] 图14是示出图12所示的第一麦克风3A采集的声音的强度的振动频率依赖性的一例的图。图15是示出图12所示的第二麦克风3B采集的声音的强度的振动频率依赖性的一例的图。

[0098] 在图14的例子中,第一麦克风3A所采集的声音中的、高频声音输出部308输出的振动频率 $F_i$ 的声音的强度为 $I_{1(F_i)}$ 。在图15的例子中,第二麦克风3B所采集的声音中的、高频声音输出部308输出的振动频率 $F_i$ 的强度为 $I_{2(F_i)}$ 。位置关系取得部341a取得 $(I_{2(F_i)}/I_{1(F_i)})$ 来作为基准强度比率。振动频率检测部341按照每个振动频率 $F_n$ 而求出第一麦克风3A所采集的声音与第二麦克风3B所采集的声音的强度比率 $(I_{2(F_n)}/I_{1(F_n)})$ 。在图14和图15的例子中,按照每个振动频率而求出的强度比率 $(I_{2(F_n)}/I_{1(F_n)})$ 中的、人的可听频带的振动频率 $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$ 、 $F_4$ 时的强度比率 $(I_{2(F_1)}/I_{1(F_1)})$ 与基准强度比率 $(I_{2(F_i)}/I_{1(F_i)})$ 大致相等。因此,振动频率检测部341提取振动频率 $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$ 、 $F_4$ 来作为被检体H发出的第一声音的振动频率。与此相对,由于振动频率 $F_5$ 时的强度比率 $(I_{2(F_5)}/I_{1(F_5)})$ 与基准强度比率 $(I_{2(F_i)}/I_{1(F_i)})$ 不同,因此振动频率检测部341将振动频率 $F_n$ 的声音视为噪声声音,不提取。

[0099] 即使不直接取得距离 $D_1$ 、 $D_2$ ,通过像本实施方式3那样取得能够与第一距离和第二距离相对应的值,也能够从麦克风采集的声音信号中消除噪声,而仅提取被检体H发出的第一声音的振动频率。

[0100] (实施方式3的变形例)

[0101] 在实施方式3的变形例中,对将实施方式2的变形例与实施方式3组合得到的例子进行说明。图16是示出实施方式3的变形例的内窥镜系统的概略结构的框图。如图16所示,与内窥镜系统301相比,实施方式3的变形例的内窥镜系统401具有:内窥镜402,其具有标注了标记208A的操作部422,该操作部422具有高频声音输出部308;第一摄像元件2071A,其设置于第一麦克风3A的附近;第二摄像元件2072A,其设置于第二麦克风3B的附近;以及处理装置404,其具有振动频率检测部441、控制部442以及距离运算部247A,其中,该控制部442具有与图1所示的控制部42相同的功能。

[0102] 振动频率检测部441与振动频率检测部241同样地使用由距离运算部247A运算出的距离 $D_1$ 、 $D_2$ 而从第一麦克风3A所采集的声音和第二麦克风3B所采集的声音中提取被检体H发出的第一声音的振动频率。而且,振动频率检测部441使用与振动频率检测部341相同的

方法,从第一麦克风3A所采集的声音和第二麦克风3B所采集的声音中提取出被检体H发出的第一声音的振动频率。振动频率检测部441在使用不同的方法提取出的振动频率彼此一致的情况下,将该一致的振动频率作为被检体H发出的第一声音的振动频率输出给光源控制部42a。

[0103] 通过像本实施方式3的变形例那样组合不同的提取方法,还能够提高被检体H发出的第一声音的振动频率的检测精度。

[0104] 另外,在上述的实施方式1~3中,对光源装置5与处理装置4分体的例子进行了说明,但光源装置5和处理装置4也可以是一体的。

[0105] 并且,在上述的实施方式1~3中,与处理装置4连接的设备不限于在插入部21的前端具有摄像元件25的内窥镜,例如也可以是安装于光学视管或光纤内窥镜等光学式内窥镜的目镜的摄像头,该摄像头具有对由该光学式内窥镜成像的光学像进行拍摄的摄像元件。

[0106] 并且,本实施方式的除了处理装置4、204、204A、304、404之外的结构部分所执行的针对各处理的执行程序可以构成为通过能够安装的形式或者能够执行的形式文件而记录在CD-ROM、软盘、CD-R、DVD等计算机能够读取的记录介质中来提供,也可以构成为保存在与因特网等网络连接的计算机上,通过经由网络下载来提供。并且,还可以构成为经由因特网等网络来提供或发布。

[0107] 产业上的可利用性

[0108] 像以上那样,本发明的内窥镜系统对于如下情况是有用的:即使是为了生成脉冲光而利用集音部来采集声音的结构,也能够抑制由患者绝缘和电路间的绝缘引起的结构的复杂化。

[0109] 标号说明

[0110] 1、201、201A、301、401:内窥镜系统;2、202、202A、302、402:内窥镜;3、103:麦克风;3A:第一麦克风;3B:第二麦克风;4:处理装置;4A、104A:电路结构;4a、104a:患者电路;4b、104b:二次电路;5:光源装置;6:显示装置;21:插入部;21a:前端部;22、222、222A、322、422:操作部;23:通用缆线;23a、23b:连接器;24:光学系统;25、125:摄像元件;25a:受光部;25b:读出部;26、126:电缆;27:光导;27a:照明透镜;31:缆线;31a:声音用输入端子;32:保持部件;32A:第一保持部件;32B:第二保持部件;41、141、241、341、441:振动频率检测部;42、142、242、242A、342、442:控制部;42a:光源控制部;43、143:图像处理部;44、144:显示控制部;45:输入部;46:存储部;47a:摄像信号用处理电路;47b:第一绝缘传送部;51:脉冲生成部;52:光源驱动器;53:光源;104c:声音电路;147c:声音输入电路;147d:第二绝缘传送部;208:红外线输出部;208A:标记;247、247A:距离运算部;308:高频声音输出部;348:高频音源;2071:第一红外线传感器;2072:第二红外线传感器;2071A:第一摄像元件;2072A:第二摄像元件。

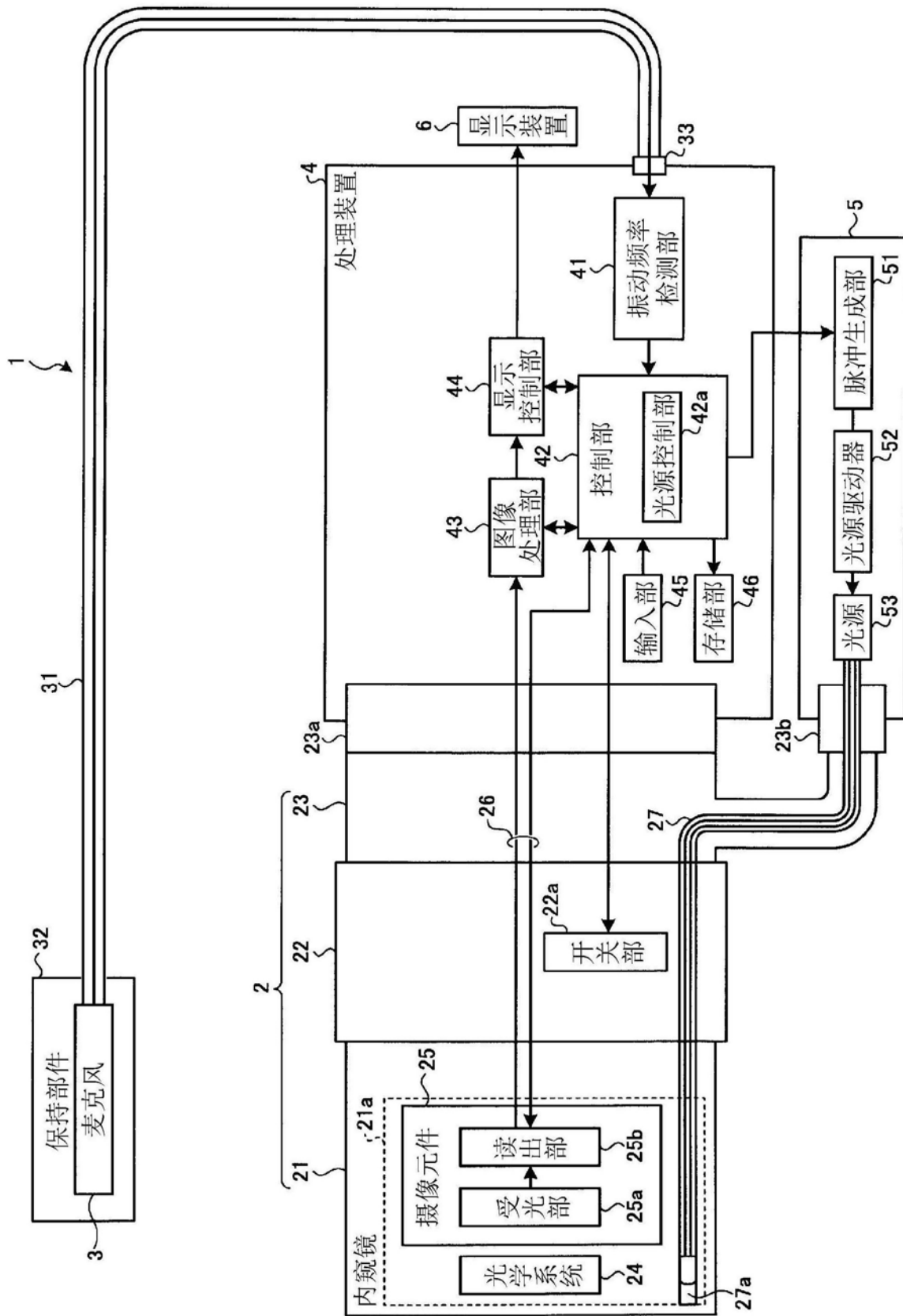


图1

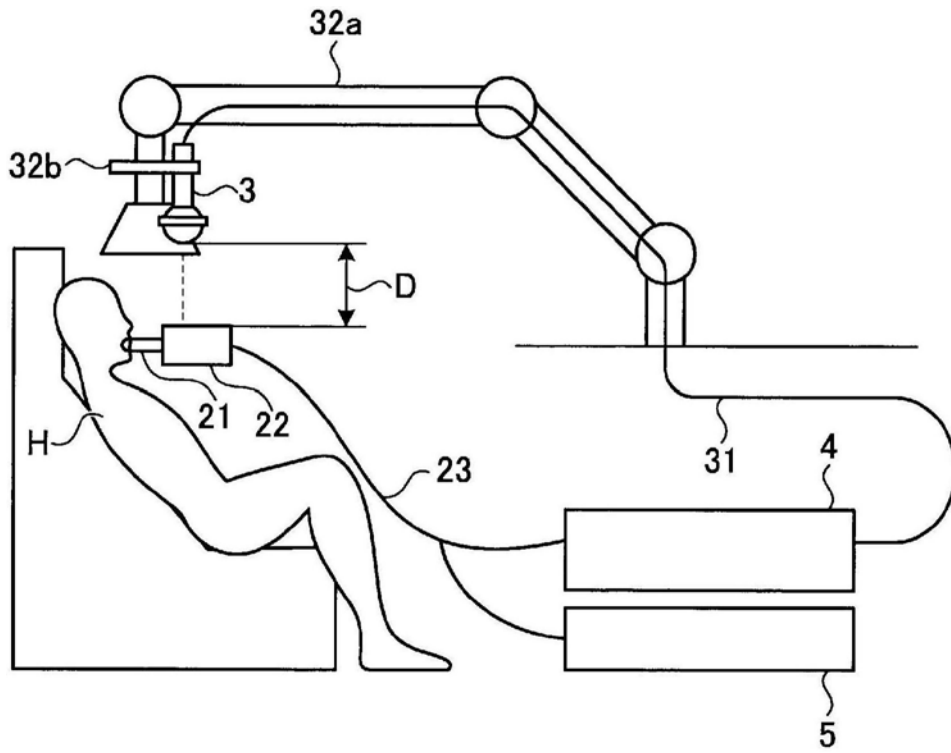


图2

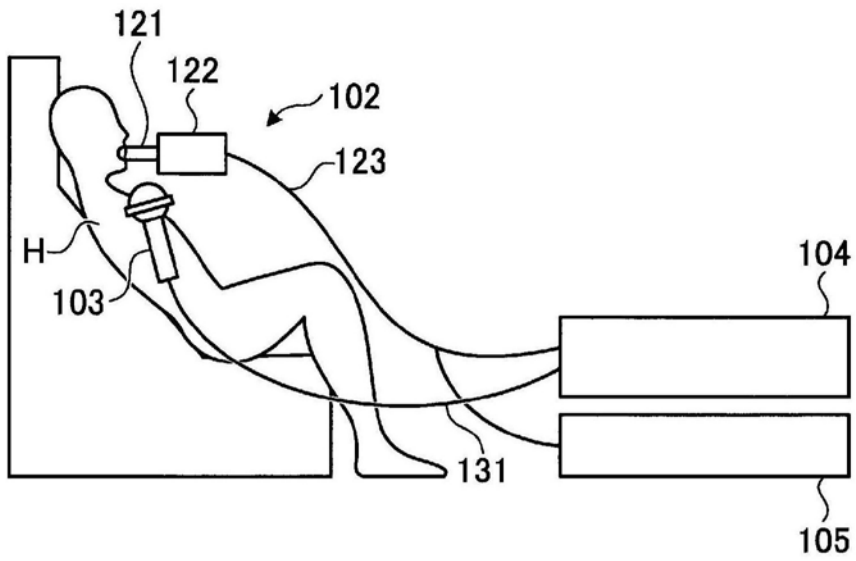


图3

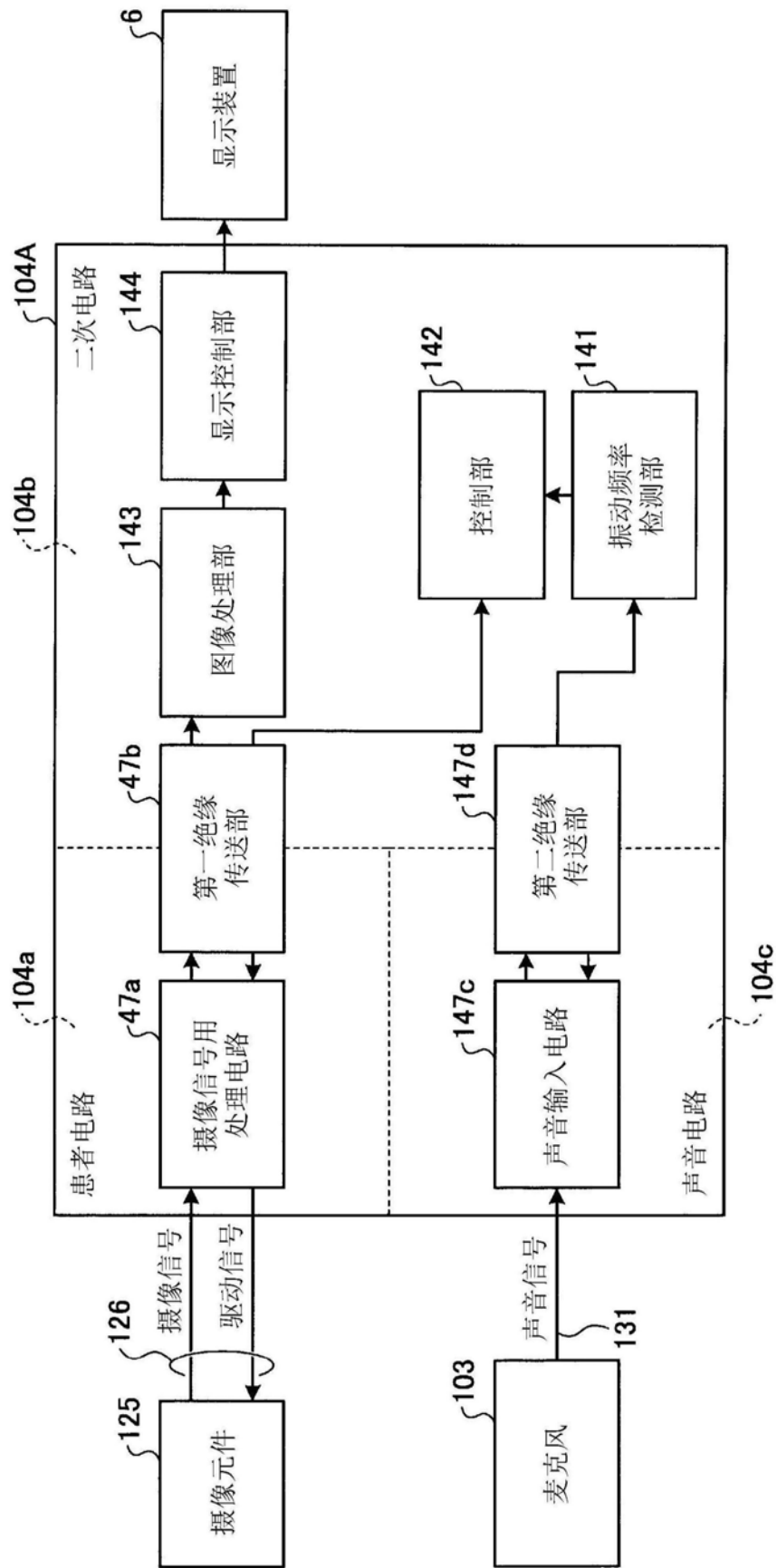


图4

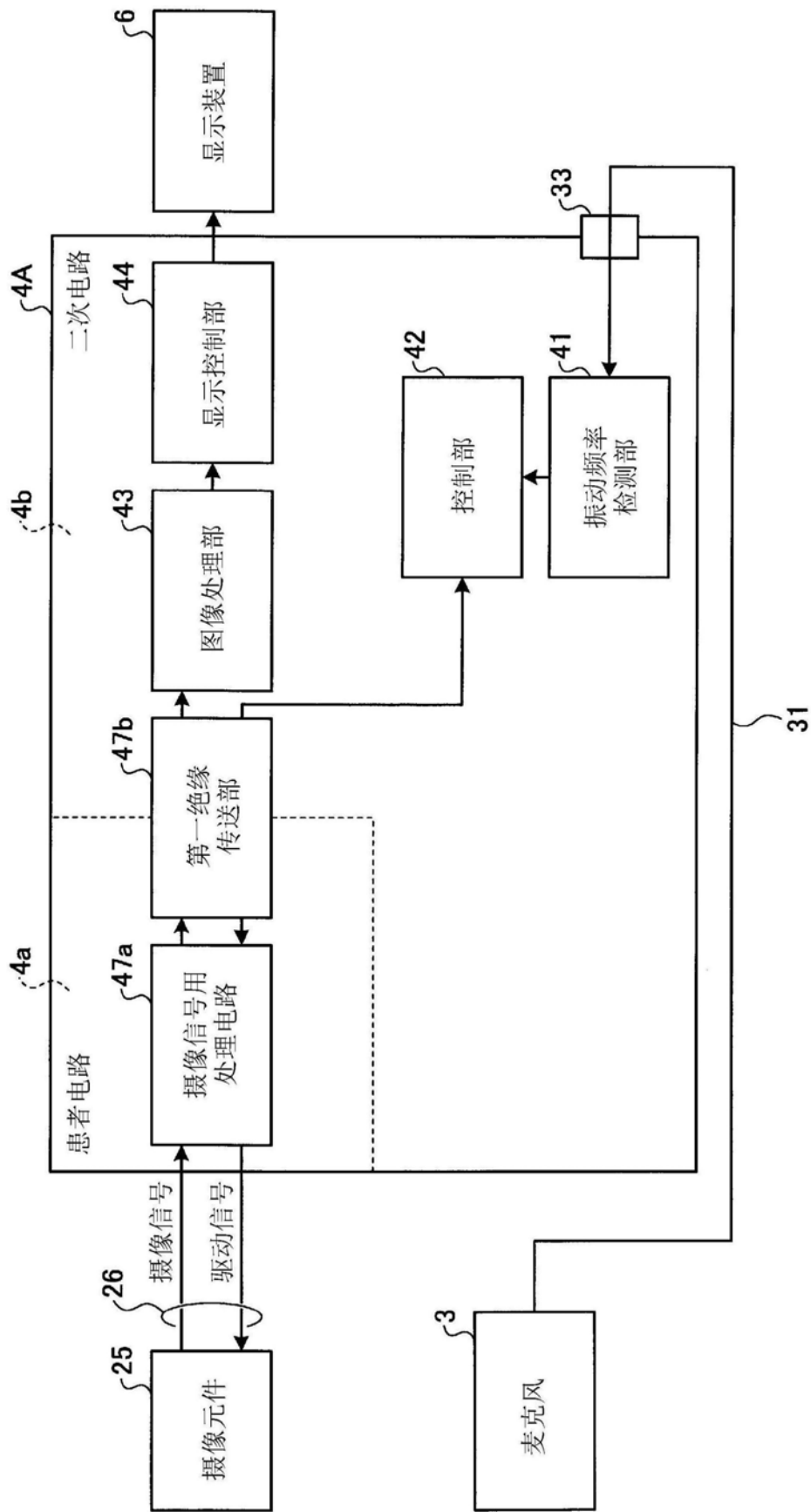


图5



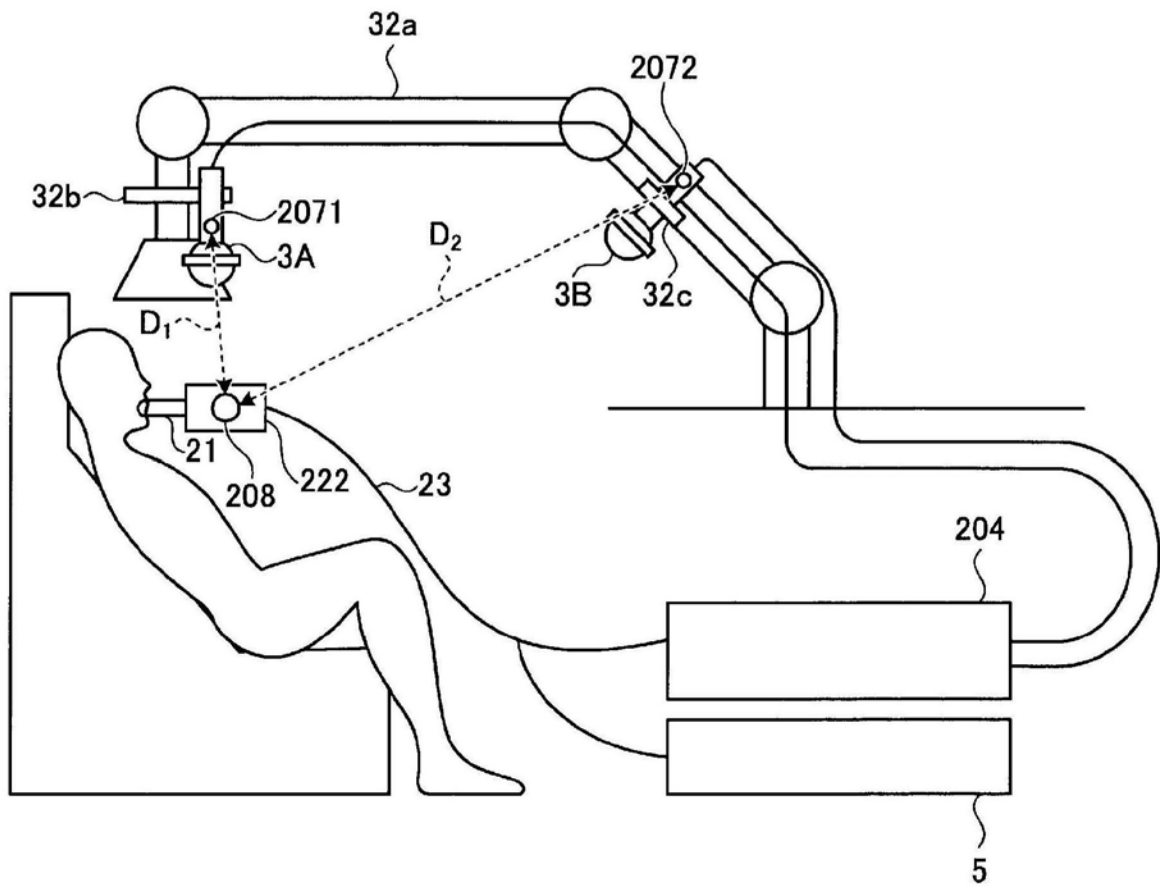


图7

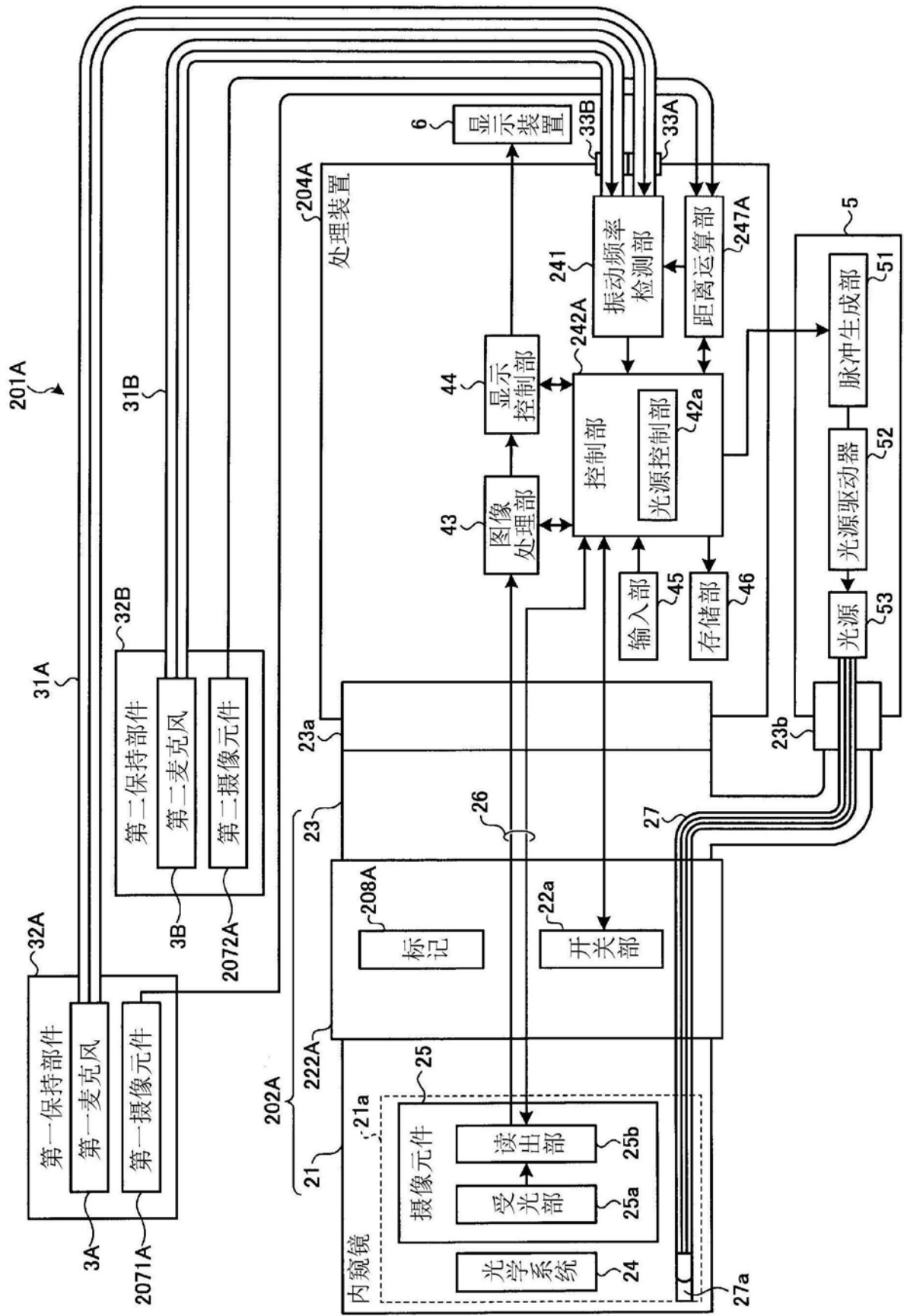


图8

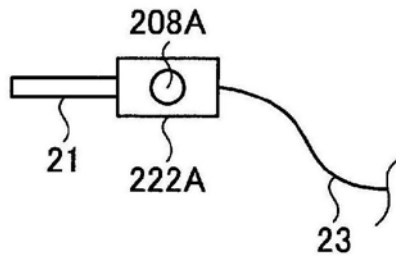
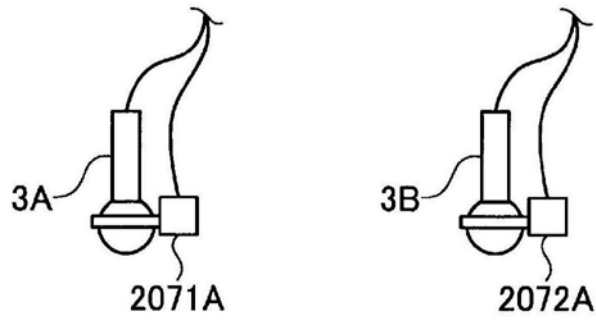


图9

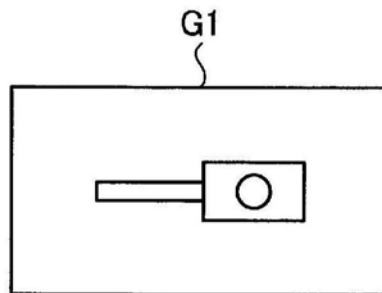


图10A

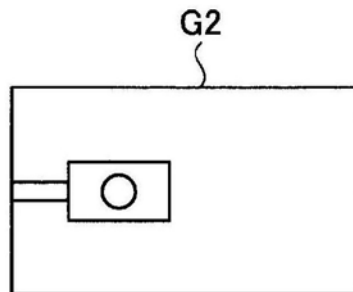


图10B

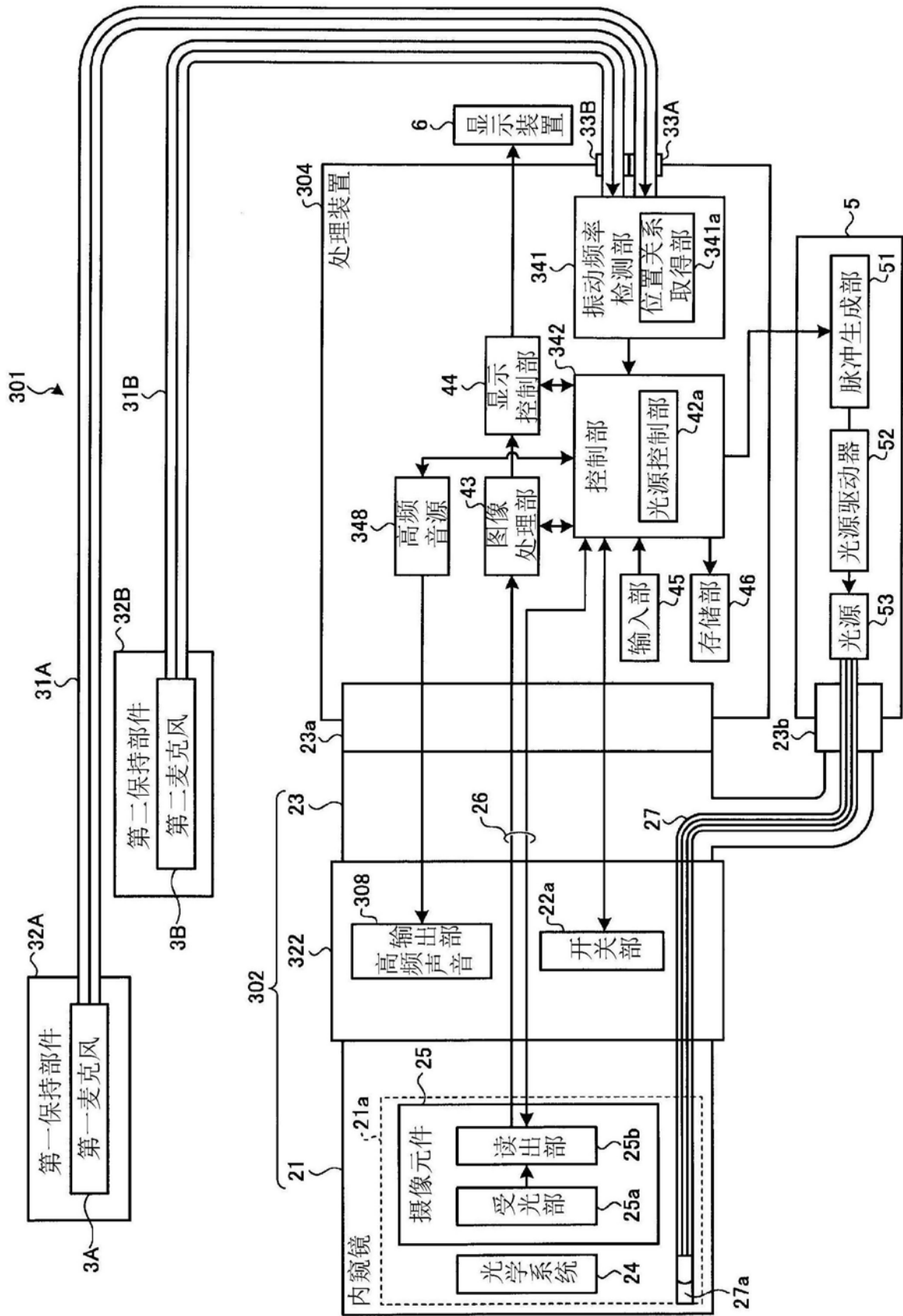


图11

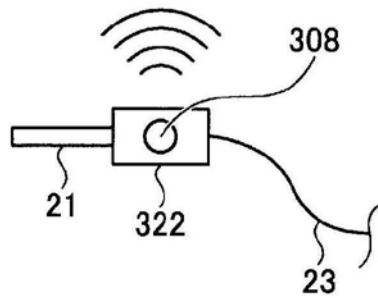
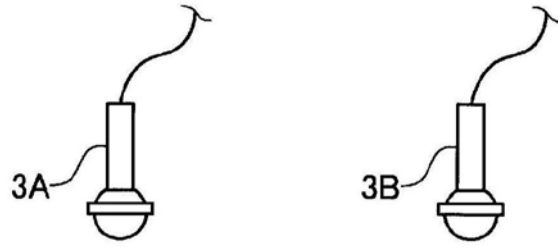


图12

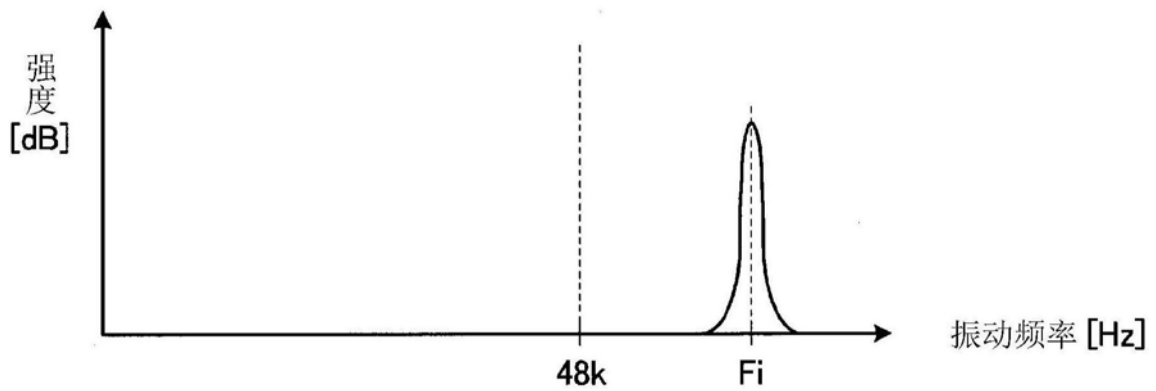


图13

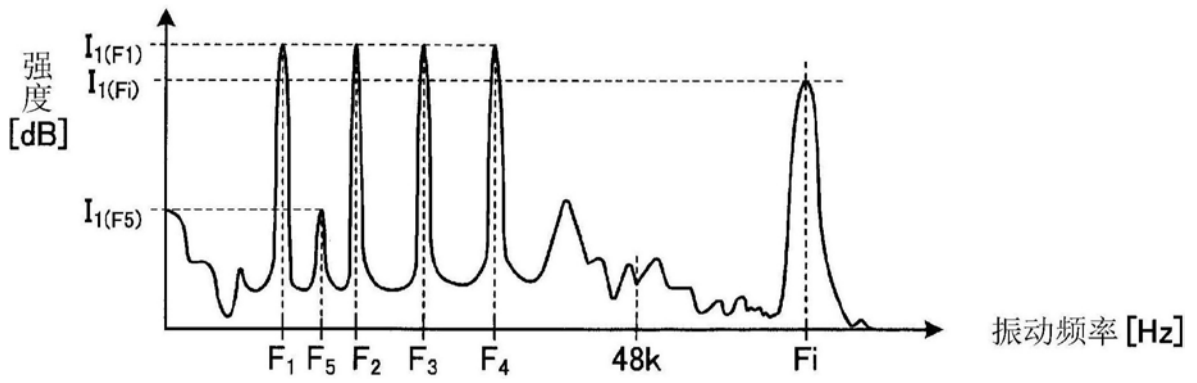


图14

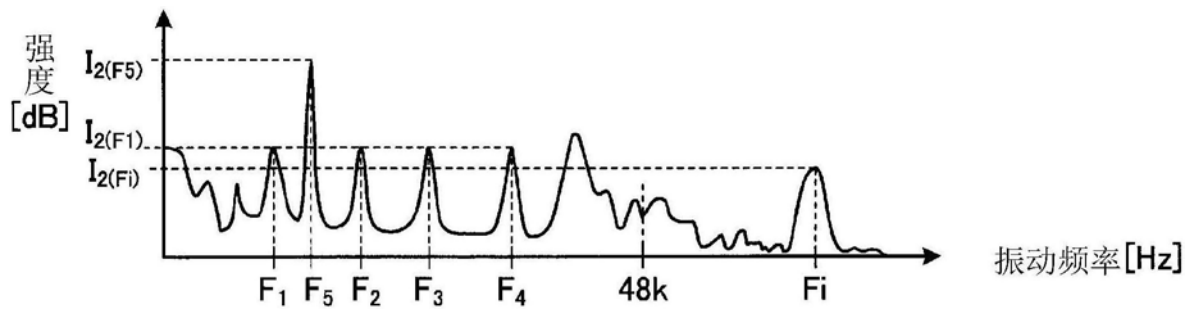


图15

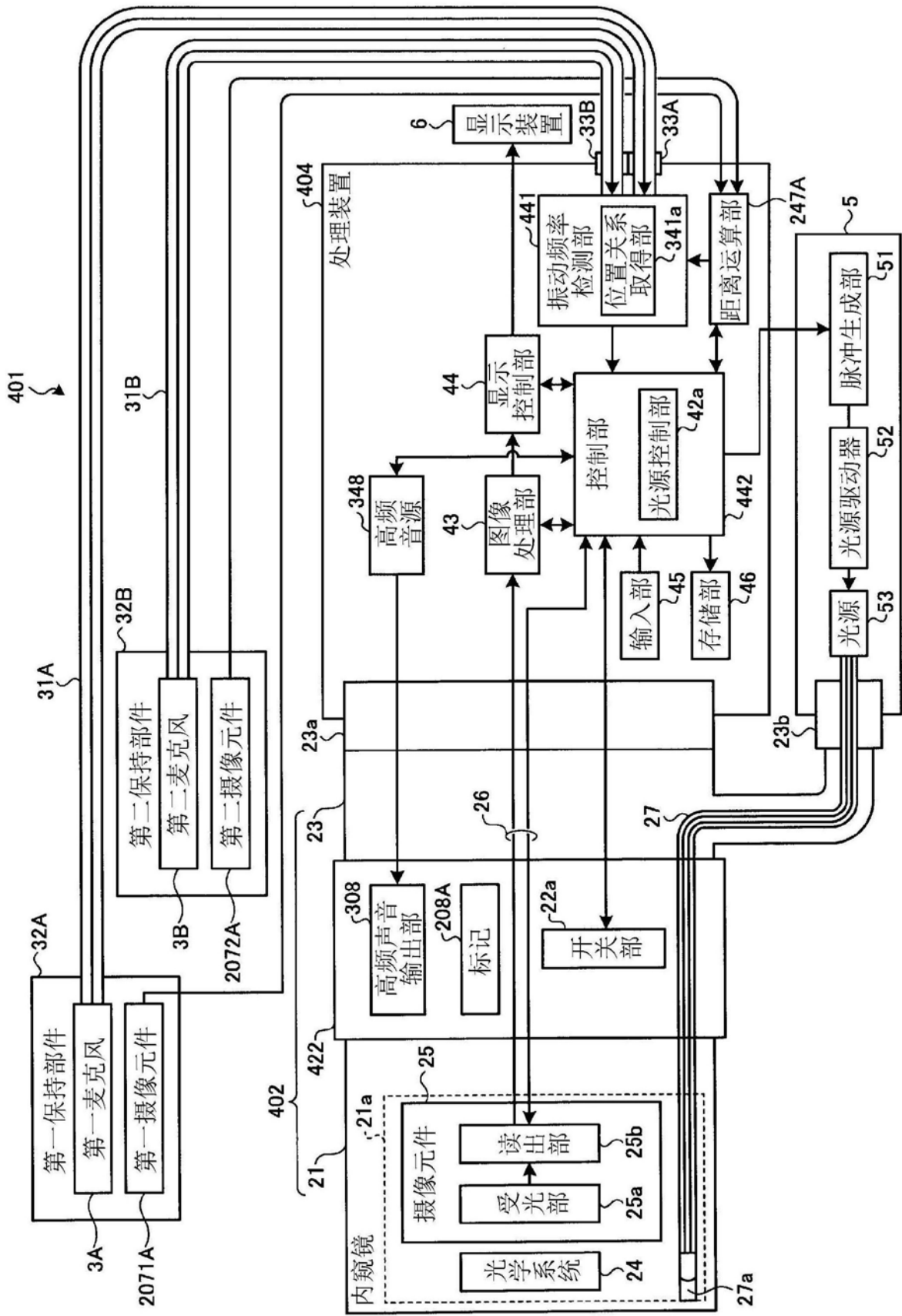


图16

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN107105999A</a>	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201680004551.2	申请日	2016-03-25
[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	香川凉平		
发明人	香川凉平		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B5/061 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/0661 A61B5/682 A61B7/003 A61B2562/0204		
代理人(译)	李辉		
优先权	2015083464 2015-04-15 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明的内窥镜系统(1)具有：光源(53)，其生成并发出脉冲光；内窥镜装置(2)，其具有摄像元件(25)，该摄像元件(25)按照脉冲光的生成时机对被检体的内部进行拍摄并输出图像信号；处理装置(4)，其对光源(53)和内窥镜装置(2)进行控制并且对图像信号进行处理；麦克风(3)，其以有线的方式与处理装置(4)连接并且采集声音；以及保持部件(32)，其将麦克风(3)固定保持在远离被检体的位置，处理装置(4)具有：振动频率检测部(41)，其从麦克风(3)所采集的声音中检测被检体发出的第一声音的振动频率；以及光源控制部(42a)，其按照振动频率检测部(41)检测到的第一声音的振动频率对光源(53)的脉冲光的生成处理进行控制。

