



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103781399 B

(45)授权公告日 2016.08.17

(21)申请号 201380002969.6

(22)申请日 2013.05.16

(30)优先权数据

2012-112280 2012.05.16 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.03.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/063652 2013.05.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/172411 JA 2013.11.21

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 伊地知利郎

(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)

(56)对比文件

US 3670722 A, 1972.07.20,

CN 101662981 A, 2010.03.03,

US 2005/0068011 A1, 2005.03.31,

审查员 万语

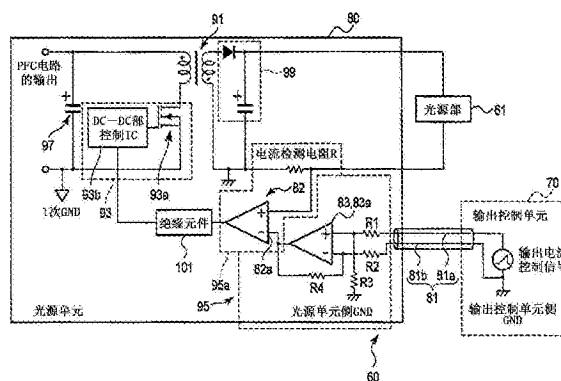
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

内窥镜的光源用电源装置

(57)摘要

内窥镜(12)的光源用电源装置(60)具有:光源单元(80),其具有从输出控制单元(70)输入控制信号的输入部(82a),根据控制信号切换照明光;和控制信号线缆(81),其与输出控制单元(70)和输入部(82a)连接,具有GND线(81b)和传送控制信号的电流控制信号线(81a)。并且,光源用电源装置(60)还具有共模去除部(83),共模去除部(83)配设于输入部(82a),与控制信号线缆(81)连接,去除重叠在控制信号线缆(81)上的噪声。



1. 一种内窥镜的光源用电源装置,该光源用电源装置具有:

内窥镜用光源,其对被检体射出照明光;

输出控制单元,其能够变更输入到所述内窥镜用光源的模拟控制信号,以线性变更所述内窥镜用光源射出的所述照明光的光量;

控制信号线缆,其与所述输出控制单元连接,具有GND线和传送所述模拟控制信号的电流控制信号线;其中,所述电流控制信号线具有输出端,该输出端用于传送从所述输出控制单元输出的所述模拟控制信号,且将所述模拟控制信号输出到所述内窥镜用光源;以及,

共模去除部,其与所述电流控制信号线的所述输出端和所述GND线的输出端电连接,去除重叠在所述电流控制信号线和所述GND线上的由所述电流控制信号线传送的所述模拟控制信号上的噪声;

所述共模去除部与所述内窥镜用光源电连接,并将该去除噪声后的模拟控制信号输出到所述内窥镜用光源。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜的光源用电源装置,其中,
所述共模去除部具有差动放大器电路。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜的光源用电源装置,其中,
所述共模去除部具有共模扼流圈。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜的光源用电源装置,其中,
所述共模去除部具有仪表电路。

5. 一种内窥镜系统,该内窥镜系统具有:

光源部,其射出照明光;

输出控制单元,其输出用于控制所述光源部的模拟的控制信号;以及

权利要求1所述的内窥镜的光源用电源装置。

内窥镜的光源用电源装置

技术领域

[0001] 本发明涉及为了内窥镜的光源装置而配设的内窥镜的光源用电源装置。

背景技术

[0002] 内窥镜的光源用电源装置具有切换向光源装置输出的输出电流的功能,以切换照明光的亮度。因此,例如使用中继电路和开关电路等,选择设定值。由此,切换输出电流。具体地说,光源装置将输出电流切换为例如18A、19A、20A这样的预先设定的固定值中的任意一个固定值。在该情况下,用于进行切换指示的控制信号是用于使中继电路和开关电路驱动的数字控制信号。

[0003] 例如专利文献1中公开了根据这样的数字信号切换照明光的亮度的技术。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2005—237430号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的技术问题

[0008] 如上所述,照明光的亮度切换使用数字控制信号。换言之,实施如上所述预设定的多个固定值的切换。因此,输出电流不发生线性变化,换言之,照明光的亮度不能平滑地变化。因此,在共用光源用电源装置的多个内窥镜中,在内窥镜之间的机型不同的情况下,内窥镜的每个机型的光的透射率不同,难以进行合适亮度的设定。并且,最合适的亮度根据手术者的喜好亮度和观察对象物的状况而不同。因此,数字控制信号不容易与它们对应。

[0009] 为了平滑地切换照明光的亮度,需要使输出电流线性地变化。因此,控制信号自身需要使用模拟信号来取代数字信号。然而,一般而言,模拟信号对外来的噪声的耐性弱,噪声重叠在模拟信号上。由此,光源装置有可能发生误工作。

[0010] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的是提供一种内窥镜的光源用电源装置,对噪声的耐性强,能够平滑地切换照明光的亮度,即使内窥镜的每个机型的光的透射率不同也能够设定合适的亮度,并且能够根据手术者的喜好亮度和观察对象物的状况提供最合适的亮度。

[0011] 用于解决问题的手段

[0012] 本发明的光源用电源装置的一个方式具有:光源部,其射出照明光;输出控制单元,其输出包含在线性变化的输出电流中的控制信号,以控制所述光源部;光源单元,其具有从所述输出控制单元输入所述控制信号的控制信号输入部,根据所述控制信号切换所述照明光;控制信号线缆,其与所述输出控制单元和所述控制信号输入部连接,具有GND线和传送所述控制信号的电流控制信号线;以及共模去除部,其配设于所述控制信号输入部,去除重叠在所述控制信号线缆上的噪声。

[0013] 发明的效果

[0014] 根据本发明,可提供这样的内窥镜的光源用电源装置:对噪声的耐性强,能够平滑地切换照明光的亮度,即使内窥镜的每个机型的光的透射率不同也能够设定合适的亮度,并且能够根据手术者的喜好亮度和观察对象物的状况提供最合适的亮度。

附图说明

[0015] 图1是本发明涉及的内窥镜系统的概略结构图

[0016] 图2是示出第1实施方式中的电源装置的电路结构的图。

[0017] 图3是示出第1实施方式的第1变形例中的电源装置的电路结构的图。

[0018] 图4是示出第1实施方式的第2变形例中的电源装置的电路结构的图。

具体实施方式

[0019] 以下,参照附图详细说明本发明的实施方式。

[0020] [第1实施方式]

[0021] [结构]

[0022] 参照图1和图2说明第1实施方式。

[0023] [内窥镜系统10]

[0024] 如图1所示,内窥镜系统10具有拍摄例如期望的观察对象物的内窥镜12、和内窥镜12的周边装置13。

[0025] [周边装置13]

[0026] 周边装置13安装在台车13a上。周边装置13具有进行内窥镜系统10整体的控制和运算处理等的控制装置14(例如视频处理器)、和生成照明光的光源装置15。并且,周边装置13还具有:对由内窥镜12的摄像部(未图示)拍摄的图像进行各种图像处理的图像处理装置16;以及对图像、图像数据(由图像处理装置4进行了图像处理的图像)和装置状态、操作指示状态等进行显示的图像显示装置17。

[0027] 控制装置14与光源装置15、图像处理装置16以及图像显示装置17连接,对它们进行控制。

[0028] 光源装置15和图像处理装置16拆装自如地与内窥镜12的后述的连接器41a连接。并且,光源装置15和图像处理装置16与图像显示装置17连接。

[0029] 光源装置15具有操作后述的光源部61的例如旋钮等操作部。操作部的操作量切换光源部的亮度。换言之,操作部调整光源部射出的照明光的光量。

[0030] 图像显示装置17例如显示由摄像部拍摄的对象物。图像显示装置17例如具有监视器。该观察对象物例如是被检体(例如体腔)内的患部或病变部等。

[0031] [内窥镜12]

[0032] 如图1所示,内窥镜12具有插入到患者的体腔内的空心的细长的插入部20、和与插入部20的基端部连结并对内窥镜12进行操作的操作部30。

[0033] [插入部20]

[0034] 如图1所示,插入部20从插入部20的前端部20a侧向插入部20的基端部侧具有前端硬质部21、弯曲部23和挠性管部25。前端硬质部21的基端部与弯曲部23的前端部连结,弯曲部23的基端部与挠性管部25的基端部连结。

[0035] 前端硬质部21作为插入部20的前端部20a和内窥镜12的前端部执行功能,硬而不弯曲。前端硬质部21具有对例如观察对象物进行拍摄的未图示的摄像部。摄像部具有例如CMOS摄像元件等。并且,前端硬质部21具有:配设在摄像部的前方的观察窗21a;射出照明光的照明窗21b;以及开口部21c,其与处置器具插通通道35连通,内窥镜用处置器具51从该开口部21c突出。

[0036] 弯曲部23通过后述的弯曲操作部37的操作,在例如上下左右的期望的方向上弯曲。通过使弯曲部23弯曲,使得前端硬质部21的位置和朝向改变,在观察视野内捕捉观察对象物,将照明光照射到观察对象物上。

[0037] 挠性管部25具有期望的挠性。挠性管部25通过外力而弯曲。挠性管部25是从操作部30的后述的主体部31延伸的管状部件。

[0038] [操作部30]

[0039] 如图1所示,操作部30具有:延伸出挠性管部25的主体部31;与主体部31的基端部连结、由操作内窥镜12的操作者把持的把持部33;以及与把持部33连接的通用缆线41。

[0040] [主体部31]

[0041] 主体部31具有处置器具插入口35a。处置器具插入口35a与处置器具插通通道35的基端部连结。处置器具插通通道35在插入部20内,配设在从挠性管部25到前端硬质部21的范围内。处置器具插通通道35的前端部与配设在前端硬质部21上的开口部21c连通。处置器具插入口35a是用于使内窥镜用处置器具51插入到处置器具插通通道35的插入口。内窥镜用处置器具51从处置器具插入口35a插入到处置器具插通通道35,被推入到前端硬质部21侧。然后,内窥镜用处置器具51从开口部21c突出。内窥镜用处置器具51例如包含超声波手术刀、高频刀等。

[0042] [把持部33]

[0043] 把持部33具有对弯曲部23进行弯曲操作的弯曲操作部37。

[0044] 并且,把持部33具有开关部39,在主体部31被手术者把持时,通过手术者的手操作开关部39。开关部39具有吸引开关39a和送气送水开关39b。在内窥镜12从配设在前端硬质部21上的兼作吸引开口部的开口部21c经由兼作吸引通道的处置器具插通通道吸引粘液和流体等时操作吸引开关39a。在前端硬质部21中为了确保摄像部的观察视野(观察窗21b),在从未图示的送气送水通道输送流体时操作送气送水开关39b。送气送水通道贯穿插入通用缆线41、操作部30和插入部20中。送气送水通道的前端部与在前端硬质部21中开口的开口部21d连通。流体包含水和气体。

[0045] 并且,开关部39具有各种操作部39c。

[0046] [通用缆线41]

[0047] 通用缆线41从把持部33的侧面延伸。通用缆线41的端部进行分支,分别配设有连接器41a。连接器41a的一方可在光源装置15上拆装,连接器41a的另一方可在图像处理装置16上拆装。

[0048] [光源用电源装置60]

[0049] 如图2所示,内窥镜系统10具有内窥镜12的光源用电源装置60,光源用电源装置60配设在光源装置15上,根据线性变化的输出电流切换照明光的亮度,对照明光进行调光。该线性变化的输出电流例如包含模拟控制信号。

[0050] 光源用电源装置60具有:射出照明光的光源部61;以及输出控制单元70,其输出包含在所述的输出电流内的模拟控制信号,以控制光源部61。并且,光源用电源装置60具有光源部61,还具有光源单元80,光源单元80根据从输出控制单元70输出的模拟控制信号控制光源部61,根据模拟控制信号切换照明光,对照明光进行调光。

[0051] 并且,光源用电源装置60还具有与输出控制单元70和光源单元80的后述的输入部82a连接的控制信号线缆81。控制信号线缆81具有将模拟控制信号从输出控制单元70传送到输入部82a的电流控制信号线81a和GND线81b。

[0052] [控制信号线缆81]

[0053] 控制信号线缆81例如由未图示的护罩覆盖,以不受由表示外部设备的内窥镜用处置器具51等产生的噪声影响。

[0054] 输出控制单元70和光源单元80通过后述的控制信号线缆81相互电连接。并且,输出控制单元70和光源单元80以使各自的GND成为相同电位电平的方式例如安装在相同的底座等基底部件上,与公共的GND连接。

[0055] [光源部61]

[0056] 光源部61具有例如放电灯等。光源部61与未图示的光导连接。光导例如配设在通用缆线41、把持部33、主体部31和插入部20的内部,与照明窗21b连接。从光源部61射出的照明光由光导引导,从照明窗21b射出。

[0057] [输出控制单元70]

[0058] 输出控制单元70与操作部15a连接。输出电流的输出量、详细地说是模拟控制信号的值根据操作部15a的操作量而变化。输出控制单元70输出具有根据操作部15a的操作量而变化的输出量的输出电流。然后,输出控制单元70根据输出电流控制光源部61。

[0059] [光源单元80的结构1]

[0060] 光源单元80具有误差放大器82,该误差放大器82具有输入部82a,该输入部82a是从输出控制单元70被输入模拟控制信号的控制信号输入部。

[0061] 并且,光源单元80还具有共模去除部83,共模去除部83配设于模拟控制信号输入的输入部82a,与电流控制信号线81a和GND线81b连接,去除重叠在电流控制信号线81a和GND线81b上的噪声。

[0062] [共模去除部83和差动放大器电路83a]

[0063] 共模去除部83具有例如差动放大器电路83a。当控制信号线缆81接收到从例如表示外部设备的内窥镜用处置器具51等产生的噪声时,噪声重叠在电流控制信号线81a和GND线81b上。在电流控制信号线81a和GND线81b上,噪声分别同相、同电平,是共模噪声。当重叠有噪声的模拟控制信号被输入到输入部82a时,差动放大器电路83a去除噪声。

[0064] 在差动放大器电路83a中,噪声去除特性由使用的运算放大器的共模抑制比(Common Mode Rejection Ratio,(以下CMRR))决定。CMRR例如通常是80dB左右。

[0065] 当设差动放大器电路83a的电阻为R1、R2、R3、R4时,假定 $R1=R2$ 、 $R3=R4$ 。R1、R2、R3、R4是电阻阵列。

[0066] 另外,共模去除部83的差动放大器电路83a的输入端经由电阻R1、R2与控制信号线缆81电连接。由此,从输出控制单元70输出的模拟控制信号被输入到差动放大器电路83a。这里,差动放大器电路83a经由与差动放大器电路83a的输入端(+)电连接的电阻R3接地。

[0067] [光源单元80的结构2]

[0068] 并且,光源单元80具有:变压器单元91;配设在变压器单元91的一次侧的控制部93;控制信号输入部95和平滑元件97;以及设置在变压器单元91的二次侧的整流电路99。

[0069] [变压器单元91]

[0070] 变压器单元91是构成放大部的单元。该放大部主要具有变压器,该变压器具有例如依照设计的变压比(电流比)。

[0071] [控制部93]

[0072] 控制部93具有:与变压器单元91的一次侧布线连接的电流控制元件93a、和作为控制电流控制元件93a的控制部的DC—DC部控制IC93b。电流控制元件93a具有例如NchFET。

[0073] [控制信号输入部95]

[0074] 控制信号输入部95经由控制信号线缆81与输出控制单元70电连接。而且,模拟控制信号从控制信号线缆81被输入到控制信号输入部95。该控制信号输入部95具有:由误差放大器82和电流检测电阻R形成的误差检测部95a、和所述共模去除部83。

[0075] 在误差检测部95a中,在误差放大器82的输入端被输入由电流检测电阻R产生的二次侧电流和差动放大器电路83a的输出电流。电流检测电阻R与变压器单元91的二次侧布线连接。

[0076] 并且,控制信号输入部95经由用于保护电路的绝缘元件101与控制部93的输入侧连接。而且,差量从误差放大器82的输出端经由绝缘元件101被输出到控制部93。绝缘元件101是例如使用光耦合元件等在输入输出之间通过光进行信号传递并进行电绝缘以使变压器单元91的操作者、患者可能接触的电路从与商用电源连接的一次电路分离的元件。

[0077] [作用]

[0078] 当操作了光源装置15的操作部15a时,输出控制单元70根据操作量输出作为输出电流的模拟控制信号。该模拟控制信号在控制信号线缆81的电流控制信号线81a中流过。

[0079] 此时,在电流控制信号线81a和GND线81b上重叠有从例如表示外部设备的内窥镜用处置器具51等产生的噪声的一部分。另外,噪声的其它部分由未图示的护罩去除。

[0080] 重叠在模拟控制信号上的噪声在模拟控制信号被输入到输入部82a时,通过差动放大器电路83a从模拟控制信号中被去除。

[0081] 并且,由于R1、R2、R3、R4是电阻阵列,因而抑制了电阻偏差,去除了更多噪声。

[0082] 光源部61根据从误差放大器82输出的模拟控制信号射出照明光。通过根据操作部15a的操作量而变化的模拟控制信号,平滑地切换照明光的亮度。由此,照明光的切换跟随并响应于操作部15a的操作来切换。

[0083] [效果]

[0084] 这样,在本实施方式中,通过根据模拟控制信号控制光源部61,能够平滑地切换照明光的亮度。由此在本实施方式中,在切换照明光的亮度时,与使用数字信号的情况相比可提高跟随性和响应性,不会对照明光的切换操作产生障碍而能够切换照明光的亮度。因此在本实施方式中,即使内窥镜12的每个机型光的透射率不同,也能够设定合适的亮度,并且,能够根据手术者的喜好亮度和观察对象物的状态提供最合适的亮度。

[0085] 并且在本实施方式中,通过利用差动放大器电路83a从模拟控制信号中去除噪声,能够可靠地增强对噪声的耐性。

[0086] 并且在本实施方式中,由于差动放大器电路83a而不会被外部设备影响,能够平滑地切换照明光的亮度。

[0087] 并且在本实施方式中,通过将差动放大器电路83a配设在输入部82a,能够防止在去除后的噪声再次重叠于模拟控制信号的状态下,该模拟控制信号输入到输入部82a。

[0088] 并且在本实施方式中,通过在差动放大器电路83a的电阻中使用电阻阵列,能够抑制电阻偏差,能够去除更多噪声。

[0089] [第1变形例]

[0090] 如图3所示,共模去除部83也可以具有共模扼流圈83b。在该情况下,能够使光源用电源装置60比第1实施方式廉价。

[0091] [第2变形例]

[0092] 如图4所示,共模去除部83也可以具有仪表(instrumentation)电路83c。在该情况下,与第1实施方式相比,能够提高CMRR,因而能够去除更多噪声。

[0093] 另外,光源用电源装置60也可以具有调整OP2和OP3的平衡的可变电阻84。

[0094] 本发明并不限于上述实施方式,能够在实施阶段中在不脱离其宗旨的范围内对构成要素进行变形来具体化。并且,通过适当组合上述实施方式中公开的多个构成要素,能够形成各种发明。

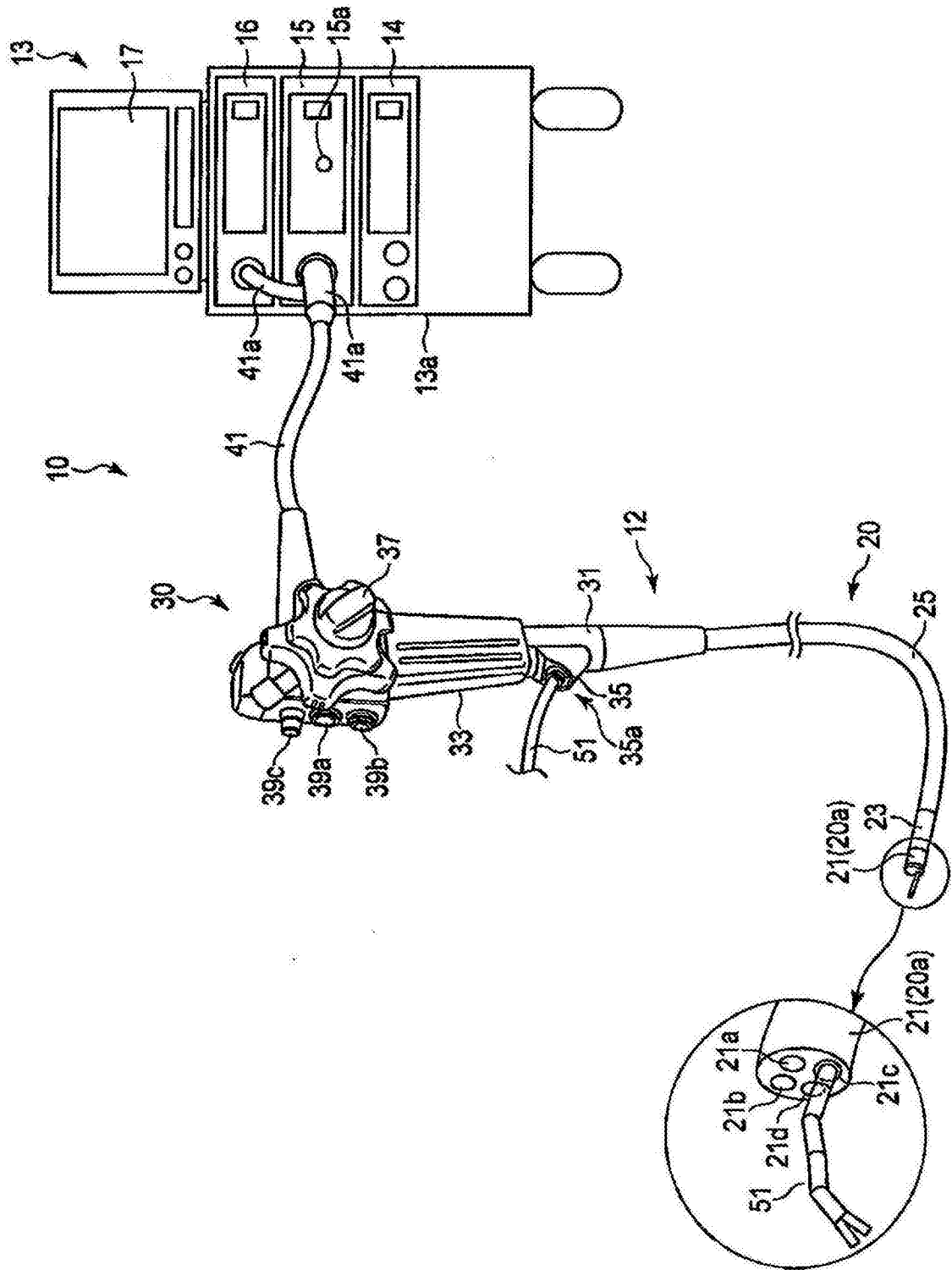


图1

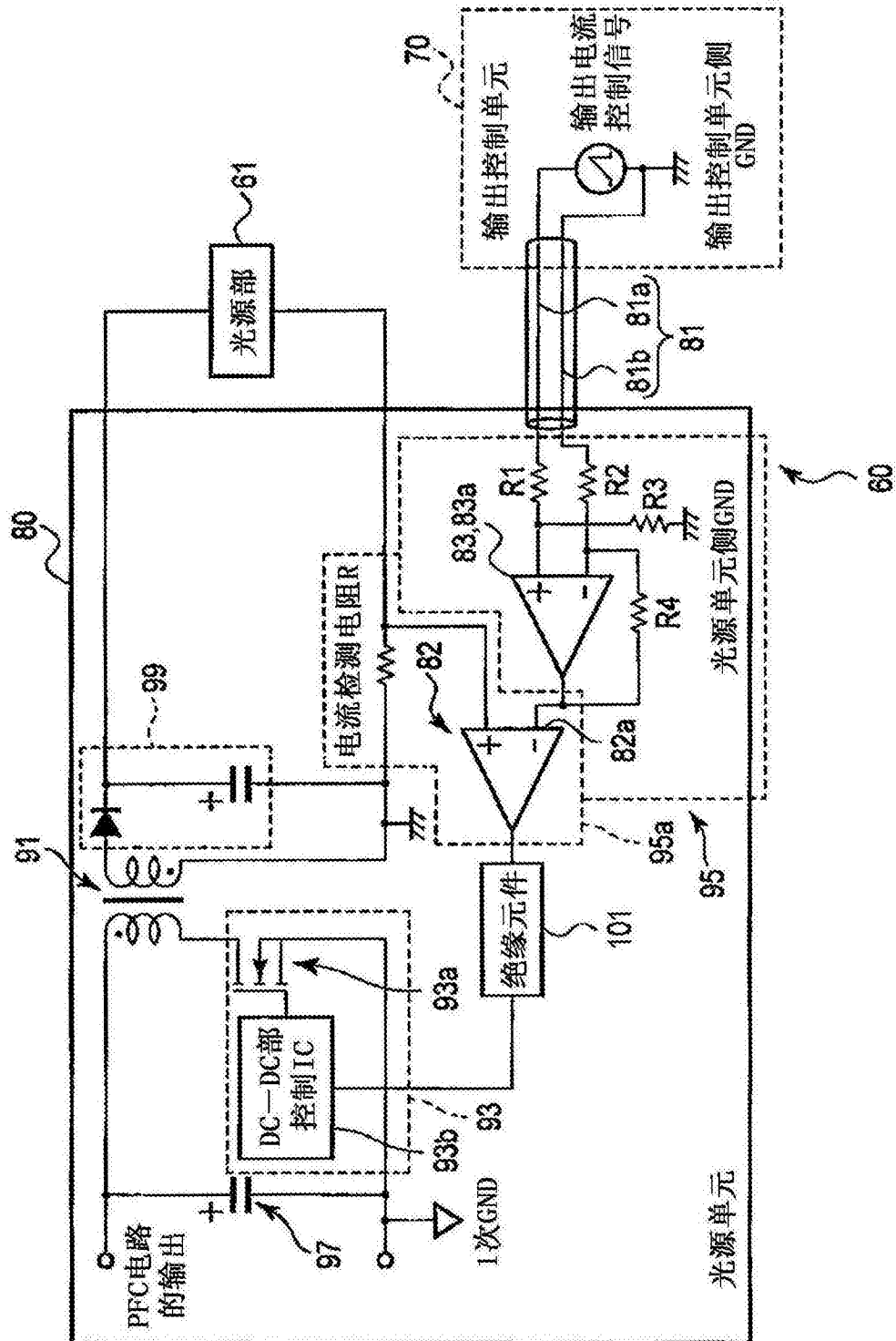


图2

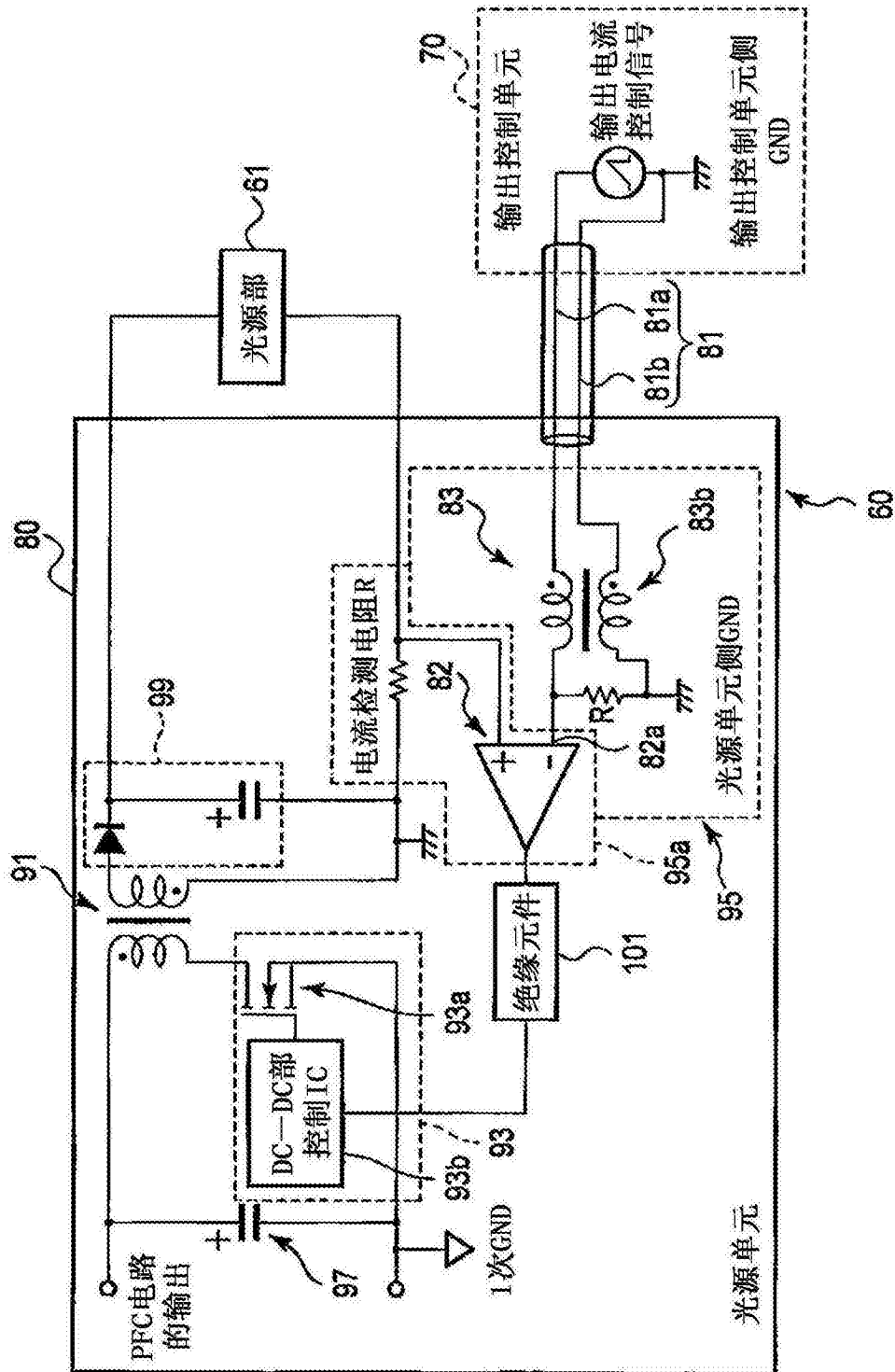


图3

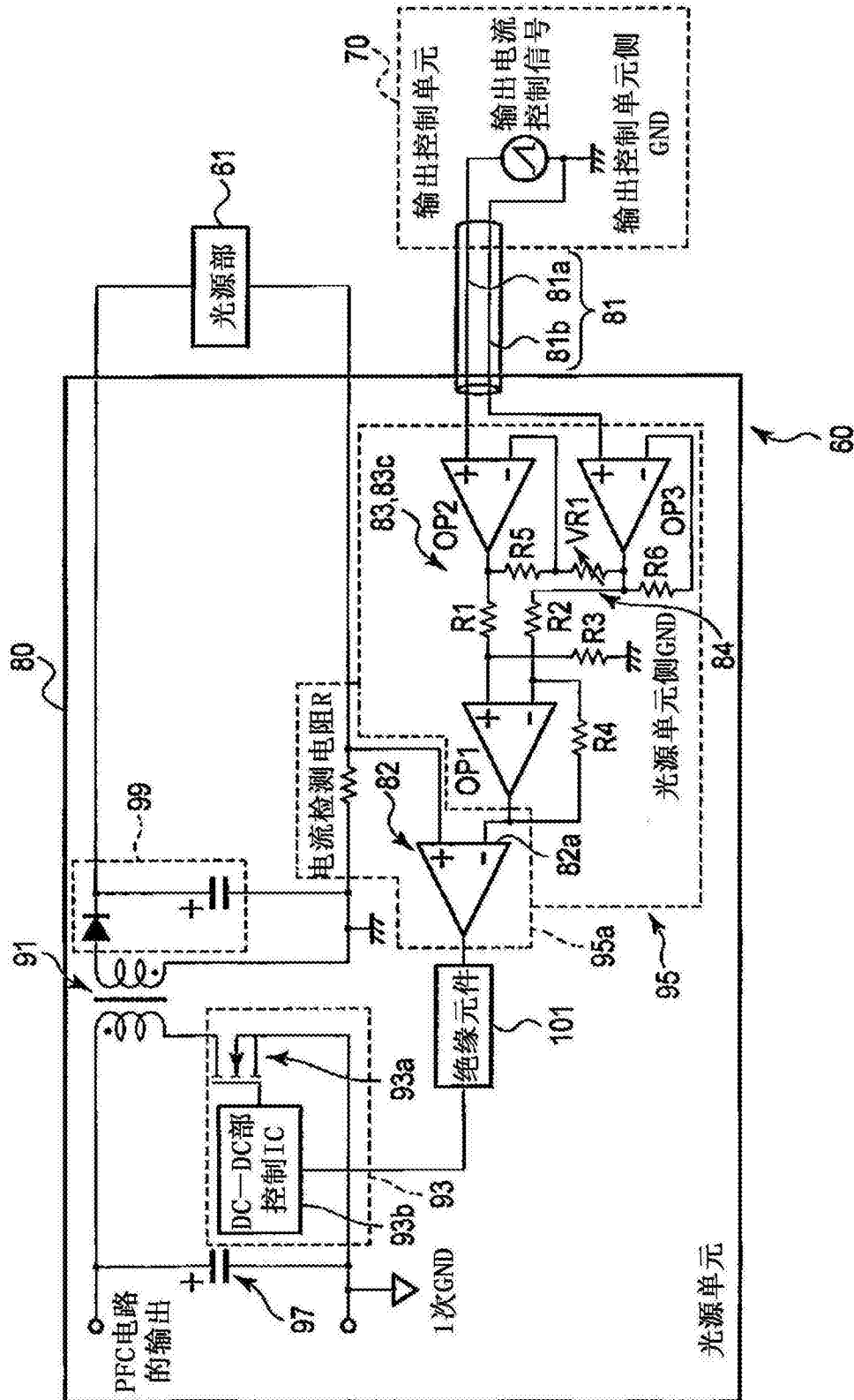


图4

专利名称(译)	内窥镜的光源用电源装置		
公开(公告)号	CN103781399B	公开(公告)日	2016-08-17
申请号	CN201380002969.6	申请日	2013-05-16
[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	伊地知利郎		
发明人	伊地知利郎		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00027 A61B1/00057 A61B1/00059 A61B1/0669 A61B1/0661 H05B47/10		
代理人(译)	李辉		
优先权	2012112280 2012-05-16 JP		
其他公开文献	CN103781399A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜 (12) 的光源用电源装置 (60) 具有：光源单元 (80)，其具有从输出控制单元 (70) 输入控制信号的输入部 (82a)，根据控制信号切换照明光；和控制信号线缆 (81)，其与输出控制单元 (70) 和输入部 (82a) 连接，具有GND线 (81b) 和传送控制信号的电流控制信号线 (81a)。并且，光源用电源装置 (60) 还具有共模去除部 (83)，共模去除部 (83) 配设于输入部 (82a)，与控制信号线缆 (81) 连接，去除重叠在控制信号线缆 (81) 上的噪声。

