



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103006169 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 30

(21) 申请号 201210232333. 8

(22) 申请日 2012. 07. 05

(30) 优先权数据

2011-163494 2011. 07. 26 JP

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 松丸靖

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 雒运朴

(51) Int. Cl.

A61B 1/045(2006. 01)

A61B 1/05(2006. 01)

A61B 1/06(2006. 01)

A61B 1/018(2006. 01)

A61B 1/015(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开平 7-194531 A, 1995. 08. 01,

CN 101282679 A, 2008. 10. 08,

US 2011/0031946 A1, 2011. 02. 10,

CN 101999105 A, 2011. 03. 30,

JP 特开平 7-194531 A, 1995. 08. 01,

WO 2004/086956 A1, 2004. 10. 14,

审查员 孙颖

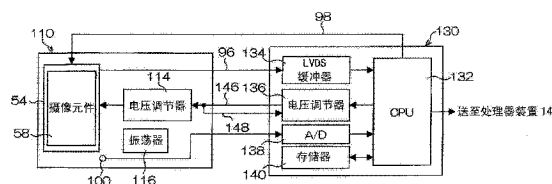
权利要求书2页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

电子内窥镜装置及电子内窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供一种电子内窥镜装置及电子内窥镜系统。在内窥镜前端部中内置了包括具有摄像元件及其外围电路的摄像装置、和作为电源电路的第1电压调节器在内的第1电路部。第1电路部经由电缆与第2电路部连接。第2电路部具备向第1电压调节器供电的第2电压调节器。通过配置于前端部的温度检测单元或者电压调节器的过电流检测功能等,在检测到前端部中的温度异常及过电流之中的至少一个异常时,通过停止第1电压调节器及第2电压调节器之中的至少一方的输出,来停止对前端部的供电。由此,能够向内窥镜前端部供给所需电压的电力,并且防止前端部温度超过容许温度而处于高温。



1. 一种电子内窥镜装置,其特征在于具备:

摄像装置,其内置在内窥镜插入部的前端部,且具有拍摄被观察部位的固体摄像元件;

第1电压调节器,其与所述摄像装置一起配置在所述前端部内,并向所述摄像装置供给所需电压的电力;

电缆,其包括对从所述摄像装置得到的信号进行传输的信号线和向所述第1电压调节器供电的供电线;

第2电路部,其经由所述电缆与包括所述前端部内的所述摄像装置及所述第1电压调节器在内的第1电路部电连接;

第2电压调节器,其搭载于所述第2电路部,并经由所述供电线与所述第1电压调节器连接,且向所述第1电压调节器输出所需电压的电力;

异常检测单元,其检测所述前端部中的温度异常及过电流之中的至少一个异常;和

供电停止单元,其在由所述异常检测单元检测到异常的情况下,停止从所述第1电压调节器及所述第2电压调节器之中的至少一个电压调节器的输出。

2. 根据权利要求1所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

作为所述异常检测单元,在所述前端部内配备温度检测单元。

3. 根据权利要求2所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

所述第2电路部具备控制电路,该控制电路控制所述第2电压调节器的动作,

所述控制电路基于从所述异常检测单元得到的信号将停止所述第2电压调节器的输出的控制信号提供给所述第2电压调节器,以切断来自所述第2电压调节器的供电。

4. 根据权利要求1至3任一项所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

在所述第1电压调节器及所述第2电压调节器之中的至少一个电压调节器中设置有过电流检测电路,该过电流检测电路被用作所述异常检测单元。

5. 根据权利要求4所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

所述第1电压调节器具备所述过电流检测电路,并且具备在检测到过电流时自动停止输出的自我关断电路,

在该第1电压调节器中内置的自我关断电路被用作所述供电停止单元。

6. 根据权利要求4所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

所述第2电压调节器具备所述过电流检测电路,并且具备在检测到过电流时自动停止输出的自我关断电路,

在该第2电压调节器中内置的自我关断电路被用作所述供电停止单元。

7. 根据权利要求4所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

所述第2电路部具备对所述第2电压调节器的动作进行控制的控制电路,另一方面,

所述第2电压调节器具备所述过电流检测电路,

当由所述过电流检测电路检测到过电流时向所述控制电路发送信号,

基于该信号,所述控制电路将停止所述第2电压调节器的输出的控制信号提供给所述第2电压调节器,以切断从所述第2电压调节器的供电。

8. 根据权利要求1至3任一项或者5至7任一项所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

所述第2电路部配置于在所述电缆的与所述第1电路部相反一侧的端部所形成的连接

器部分。

9. 根据权利要求 4 所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

所述第 2 电路部配置于在所述电缆的与所述第 1 电路部相反一侧的端部所形成的连接器部分。

10. 根据权利要求 1 至 3 任一项或者 5 至 7 任一项所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

所述电子内窥镜装置具备反馈电路,该反馈电路将从所述第 2 电压调节器经由所述供电线提供给所述第 1 电压调节器的输入电压反馈至所述第 2 电压调节器。

11. 根据权利要求 4 所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

所述电子内窥镜装置具备反馈电路,该反馈电路将从所述第 2 电压调节器经由所述供电线提供给所述第 1 电压调节器的输入电压反馈至所述第 2 电压调节器。

12. 根据权利要求 1 至 3 任一项或者 5 至 7 任一项所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

所述固体摄像元件是互补金属氧化物半导体型固体摄像元件。

13. 根据权利要求 4 所述的电子内窥镜装置,其特征在于,

所述固体摄像元件是互补金属氧化物半导体型固体摄像元件。

14. 一种电子内窥镜系统,其具备:

电子内窥镜,其在内窥镜插入部的前端部中内置了具有拍摄被观察部位的固体摄像元件的摄像装置;

处理器装置,其对从所述电子内窥镜的所述摄像装置输出的摄像信号实施信号处理;

和

照明用光源,其产生从在所述内窥镜插入部的前端面上设置的照明窗向被观察部位照射的照明光,

所述电子内窥镜系统的特征在于,

所述电子内窥镜具备:

第 1 电压调节器,其与所述摄像装置一起配置在所述前端部内,并向所述摄像装置供给所需电压的电力;

电缆,其包括对从所述摄像装置得到的信号进行传输的信号线和向所述第 1 电压调节器供电的供电线;

第 2 电路部,其经由所述电缆与包括所述前端部内的所述摄像装置及所述第 1 电压调节器在内的第 1 电路部电连接;

第 2 电压调节器,其搭载于所述第 2 电路部,并经由所述供电线与所述第 1 电压调节器连接,且向所述第 1 电压调节器输出所需电压的电力;

异常检测单元,其检测所述前端部中的温度异常及过电流之中的至少一个异常;和

供电停止单元,其在由所述异常检测单元检测到异常的情况下,停止从所述第 1 电压调节器及所述第 2 电压调节器之中的至少一个电压调节器的输出。

15. 根据权利要求 14 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述第 2 电路部配置在将所述电子内窥镜自由装卸地连结于光源装置的连接器部分。

电子内窥镜装置及电子内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及电子内窥镜装置及电子内窥镜系统,特别涉及在具有固体摄像元件的摄像装置被内置的电子内窥镜的前端部发生了异常时的应对技术。

背景技术

[0002] 在医疗领域等所利用的电子内窥镜系统由电子内窥镜(观测仪器)和处理器装置构成,该电子内窥镜在插入被检体内的插入部的前端部配备包含固体摄像元件的摄像装置,该处理器装置控制摄像装置的动作,并且对从摄像装置输出的摄像信号实施各种信号处理使监视器(显示装置)显示内窥镜图像。

[0003] 由于固体摄像元件的发热、因光导管的光量损耗引起的发热等原因,导致内窥镜插入部的前端内部的温度容易升高。若内窥镜插入部分的内部温度上升,则图像信号的噪声会增加,导致画质下降。此外,有时前端部中的电路由于故障等而流过过电流也会发热。再有,若来自前端部的图像信号没有正常被送至处理器装置,则判断为是暗的图像,为了自动地获得必要的曝光量从而光源装置的光圈(光圈机构)被控制在打开的方向。若在光圈打开的状态下持续射出最大光量,则前端部会进一步发热。

[0004] 若内窥镜前端部的温度变高,则因为也有可能引起人体组织的热损伤,所以希望将前端部的温度维持在某恒定的温度以下。

[0005] 在专利文献1中提出了一种电子内窥镜装置,在设置于观测仪器前端的固体摄像元件的附近配置温度检测机构,在由于过电流的发生而检测到固体摄像元件附近的温度上升时,进行控制以便减弱或切断对固体摄像元件和波形整形机构的驱动信号的供给。

[0006] 此外,专利文献2中公开的胶囊内窥镜具备检测内部温度的温度检测机构,还具备电源控制机构,该电源控制机构在内部温度超过规定值时进行停止对内部电路供电的控制。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:JP特开平7-194531号公报

[0010] 专利文献2:JP特开2004-298241号公报

[0011] 在电子内窥镜中,对应用途、观察目的而存在胃部观察用的观测仪器、小肠观察用的观测仪器等多种观测仪器。希望针对这些各种的观测仪器构筑能够共同使用相同的处理器装置及光源装置的系统。在电子内窥镜与处理器装置的连接中用到的布线非常细(例如AWG44等),其布线长(电缆的长度)因机种的不同而存在多种长度。因连接内窥镜前端部和处理器装置的布线部引起的电压降的影响无法被忽略,在改变了观测仪器种类的情况下,需要用于向观测仪器前端部供电以提供所需电压的机构(组件)。

[0012] 再有,如前面叙述那样,还需要将内窥镜前端部的温度维持在某个恒定的温度以下。若预测出因布线部引起的电压降而对内窥镜前端部供给需要以上的较高的电压的电力,则其过剩部分变换为规定电压时会发热。因此,希望抑制这种多余的发热。

[0013] 针对这些技术问题,专利文献 1、2 并没有给出具体的技术方案。

发明内容

[0014] 本发明是基于这种情况而进行的,其目的在于提供一种电子内窥镜装置及电子内窥镜系统,即便在改变了观测仪器的种类的情况下也能够向内窥镜前端部供给所需电压的电力,并且能够抑制前端部的发热,防止前端温度超过容许温度而处于高温。

[0015] 为了实现所述目的,本发明所涉及的电子内窥镜装置具备:摄像装置,其内置在内窥镜插入部的前端部,且具有拍摄被观察部位的固体摄像元件;第 1 电压调节器,其与摄像装置一起配置在前端部内,并向摄像装置供给所需电压的电力;电缆,其包括对从摄像装置得到的信号进行传输的信号线和向第 1 电压调节器供电的供电线;第 2 电路部,其经由电缆与包括前端部内的摄像装置及第 1 电压调节器在内的第 1 电路部电连接;第 2 电压调节器,其搭载于第 2 电路部,并经由供电线与第 1 电压调节器连接;异常检测单元,其检测前端部中的温度异常及过电流之中的至少一个异常;和供电停止单元,其在由异常检测单元检测到异常的情况下,停止从第 1 电压调节器及第 2 电压调节器之中的至少一个电压调节器的输出。

[0016] 根据本发明,在内窥镜前端部中内置的第 1 电路部、和经由电缆与该第 1 电路部连接的第 2 电路部各自当中配置电压调节器,在检测到前端部的异常时,停止第 1 电压调节器或第 2 电压调节器、或者双方的输出动作,以停止对前端部的摄像装置的供电。由此,能够抑制前端部的发热。通过异常检测来停止对前端部的供电,从而不会长时间处于异常状态,能够防止电子电路故障。

[0017] 此外,在本发明中,在第 1 电路部和第 2 电路部的双方配置电压调节器,从第 2 电路部的电压调节器(第 2 电压调节器)向第 1 电路部的电压调节器(第 1 电压调节器)供电,由第 1 电压调节器变换至所需的电压,用作摄像装置的电源。通过采用这种的电源供给系统,能够稳定地向第 1 电压调节器供给规定电压的电源。再者,第 1 电压调节器能够输出一种或多种(2 种以上)的规定电压。

[0018] 作为本发明的电子内窥镜装置中的异常检测单元,可构成为在前端部内配备温度检测单元。温度检测单元既可集成在与摄像元件相同的半导体封装中,亦可由其他封装构成。

[0019] 作为本发明的一个方式可构成为,第 2 电路部具备控制电路,该控制电路控制第 2 电压调节器的动作,控制电路基于从异常检测单元得到的信号将停止第 2 电压调节器的输出的控制信号提供给第 2 电压调节器,以切断来自第 2 电压调节器的供电。

[0020] 例如,可采用的构成为在第 2 电路部中搭载中央运算处理装置(CPU:Central Processing Unit),从 CPU 向第 2 电压调节器提供切换第 2 电压调节器的动作/非动作的使能信号。

[0021] 作为本发明的另一方式可构成为,在第 1 电压调节器及第 2 电压调节器之中的至少一个电压调节器中设置有过电流检测电路,该过电流检测电路被用作异常检测单元。

[0022] 能够将具有过电流保护功能的电压调节器的过电流检测电路利用于异常检测单元。

[0023] 作为本发明另一方式可构成为,第 1 电压调节器具备过电流检测电路,并且具备

在检测到过电流时自动停止输出的自我关断电路,在该第 1 电压调节器中内置的自我关断电路被用作供电停止单元。

[0024] 具有针对过电流的自我关断功能的电压调节器,也可作为异常检测单元及供电停止单元发挥作用。

[0025] 作为本发明的另一方式可构成为,第 2 电压调节器具备过电流检测电路,并且具备在检测到过电流时自动停止输出的自我关断电路,在该第 2 电压调节器中内置的自我关断电路被用作供电停止单元。

[0026] 若搭载于前端部的电路中发生异常从而流有过电流,则从第 2 电压调节器供给的电流也增加。因此,在第 2 电压调节器中采用带有过电流保护功能的电压调节器,从而能够间接地检测前端部的异常(过电流)。此外,通过停止第 2 电压调节器的输出,第 1 电压调节器的输出也被停止。

[0027] 作为本发明的另一方式可构成为,第 2 电路部具备对第 2 电压调节器的动作进行控制的控制电路,另一方面,第 2 电压调节器具备过电流检测电路,当由过电流检测电路检测到过电流时向控制电路发送信号,基于该信号,控制电路将停止第 2 电压调节器的输出的控制信号提供给第 2 电压调节器,以切断从第 2 电压调节器的供电。

[0028] 即便在第 2 电压调节器中没有设置自我关断电路的情况下,也能够将过电流检测电路的检测信息通知给第 2 电路部内的控制电路,经由控制电路停止第 2 电压调节器的动作。

[0029] 作为本发明的另一方式可构成为,第 2 电路部配置于在电缆的与第 1 电路部相反一侧的端部所形成的连接器部分。

[0030] 第 2 电路部通过电缆与第 1 电路部电连接,能够配置在与内窥镜前端部远离的位置。尽管关于第 2 电路部的配置位置是任意的,但可以将第 2 电路部配置在例如连结电子内窥镜装置和光源装置的连接器部、连结电子内窥镜装置和处理器装置的连接器部、电子内窥镜的操作部等。

[0031] 作为本发明的另一方式优选,具备反馈电路,该反馈电路将从第 2 电压调节器经由供电线提供给第 1 电压调节器的输入电压反馈至第 2 电压调节器。

[0032] 根据这种方式,补偿因电缆引起的电压降的影响,从而能够将输入至第 1 电压调节器的输入电压保持在期望值。由此,能够抑制在第 1 电压调节器的电压变换时的无端发热。

[0033] 在本发明中,固体摄像元件可采用 CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体)型固体摄像元件。

[0034] 与 CCD(charge coupled device)传感器相比,CMOS 型固体摄像元件能够实现与驱动电路等其他外围电路的集成化,能够制造收纳在前端部的小型传感器模块。

[0035] 例如,摄像装置可构成为具备:将从固体摄像元件读出的电压信号变换为数字信号的 A/D 变换器、和将由 A/D 变换器进行了数字化的摄像信号从并行信号变换至串行信号的并/串变换部。

[0036] 再者,优选在变换为串行信号的摄像信号的信号传输系统中,采用难以受到外部干扰噪声影响的 LVDS(Low voltage differential signaling)传输方式。

[0037] 此外,本发明为了实现目的提供一种电子内窥镜系统,其具备:电子内窥镜,其在

内窥镜插入部的前端部中内置了具有拍摄被观察部位的固体摄像元件的摄像装置；处理器装置，其对从电子内窥镜的摄像装置输出的摄像信号实施信号处理；和照明用光源，其产生从在内窥镜插入部的前端面上设置的照明窗向被观察部位照射的照明光，其中，电子内窥镜具备：第1电压调节器，其与摄像装置一起配置在前端部内，并向摄像装置供给所需电压的电力；电缆，其包括对从摄像装置得到的信号进行传输的信号线和向第1电压调节器供电的供电线；第2电路部，其经由电缆与包括前端部内的摄像装置及第1电压调节器在内的第1电路部电连接；第2电压调节器，其搭载于第2电路部，并经由供电线与第1电压调节器连接；异常检测单元，其检测前端部中的温度异常及过电流之中的至少一个异常；和供电停止单元，其在由异常检测单元检测到异常的情况下，停止从第1电压调节器及第2电压调节器之中的至少一个电压调节器的输出。

[0038] 照明用光源可构成为配置在内窥镜插入部的前端部，但在将光源设置于外部的情况下，可使用光纤等其他光导管将照明光导入至内窥镜插入部前端。

[0039] 作为本发明的电子内窥镜系统的一个方式可构成为，第2电路部配置在将电子内窥镜自由装卸地连结于光源装置的连接器部分。

[0040] 发明效果

[0041] 根据本发明，能够向内窥镜插入部的前端部供给适当电压的电力，并且能够抑制前端部的发热，防止前端温度超过容许温度而处于高温。

附图说明

[0042] 图1是表示本发明的实施方式所涉及的电子内窥镜系统的示意结构的整体结构图。

[0043] 图2是表示电子内窥镜中的插入部的前端部的主视图。

[0044] 图3是表示电子内窥镜中的插入部的前端部的侧面剖视图。

[0045] 图4是表示本例的内窥镜系统中的电子内窥镜及处理器装置的结构框图。

[0046] 图5是表示第1实施方式中的内窥镜前端部的内部结构和观测仪器基板的结构的主要部分框图。

[0047] 图6是第2实施方式的主要部分框图。

[0048] 图7是第3实施方式的主要部分框图。

[0049] 图8是第4实施方式的主要部分框图。

[0050] 图9是第5实施方式的主要部分框图。

[0051] 符号说明：

[0052] 10... 内窥镜系统、12... 电子内窥镜、14... 处理器装置、16... 光源装置、20... 插入部、22... 操作部、26... 前端部、38... 监视器、54... CMOS摄像装置（摄像芯片）、58... CMOS传感器、78... LVDS发送部、83... CPU、84... LVDS接收部、86... CDR电路、88... S/P变换部、90... 操作部、94... 数据保存部、96... LVDS线、98... 串行线、100... 温度传感器（相当于“异常检测单元”）、106... 光导管、110... 前端电路部（相当于“第1电路部”）、114... 第1电压调节器、130... 观测仪器基板（相当于“第2电路部”）、132... CPU（相当于“控制电路”、“供电停止单元”）、136... 第2电压调节器、150... 第1电压调节器、152... 过电流检测电路（相当于“异常检测单元”）、153... 关断电路（相当于“自我关断

电路”、“供电停止单元”)、160... 第2电压调节器、162... 过电流检测电路(相当于“异常检测单元”)、163... 关断电路(相当于“自我关断电路”、“供电停止单元”)、170... 第2电压调节器、172... 过电流检测电路。

具体实施方式

[0053] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行详细说明。

[0054] <第1实施方式>

[0055] 图1是表示本发明的实施方式所涉及的电子内窥镜系统的示意结构的整体结构图。如图1所示,本实施方式的内窥镜系统10由电子内窥镜12、处理器装置14、光源装置16等构成。电子内窥镜12具备:插入到患者(被检体)的体腔内的柔性的插入部20、与插入部20的基端部分连接设置的操作部22、和与处理器装置14及光源装置16连接的软性部24。

[0056] 在插入部20的前端连接设置了前端部26,该前端部26内置了体腔内摄影用的CMOS摄像装置(摄像芯片)54(参照图3)等。在前端部26的后方,设置连结了多个弯曲片(湾曲駒)而成的弯曲部28。通过操作在操作部22中设置的角度旋钮30,从而插入设置在插入部20内的线(wire)被推拉,由此弯曲部28在上下左右方向进行弯曲动作。由此,前端部26可朝向体腔内的期望的方向。

[0057] 软性部24的基端与连接器36连结。连接器36是复合类型的,连接器36除了连接处理器装置14以外,还连接光源装置16。尽管图1中未图示,但在该连接器36的内部配置了被称为观测仪器基板的电子电路板(在图5中记为符号130)。对于观测仪器基板的结构将在后面叙述。

[0058] 处理器装置14经由在软性部24内插通的电缆68(参照图3)向电子内窥镜12进行供电,控制CMOS摄像装置54的驱动,并且接收从CMOS摄像装置54经由电缆68传输来的摄像信号,对接收到的摄像信号实施各种信号处理从而变换至图像数据。由处理器装置14变换之后得到的图像数据作为内窥镜图像被显示在与处理器装置14电缆连接的监视器38(相当于“显示装置”)上。此外,处理器装置14经由连接器36与光源装置16电连接,对内窥镜系统10的动作进行总控制。

[0059] 图2是表示电子内窥镜12的前端部26的主视图。如图2所示,在前端部26的前端面26a,设置了观察窗40、照明窗42、钳子出口44、及送气/送水用喷嘴46。观察窗40配置在前端部26的一侧的中央。照明窗42在相对于观察窗40对称的位置配置2个,向体腔内的被观察部位照射来自光源装置16的照明光。钳子出口44与配设在插入部20内的钳子通道70(参照图3)连接,与设置于操作部22的钳子口34(参照图1)连通。在钳子口34中插通了将注射针或高频手术刀等配置在前端的各种处置用具,各种处置用具的前端从钳子出口44露出。送气/送水用喷嘴46根据设置于操作部22的送气/送水按钮32(参照图1)的操作,将从内置于光源装置16的送气/送水装置提供的洗净水或空气喷向观察窗40和体腔内。

[0060] 图3是表示电子内窥镜12的前端部26的侧面剖视图。如图3所示,在观察窗40的里面,配置了用于保持物镜光学系统50的镜筒52,该物镜光学系统50用来取入体腔内的被观察部位的像光。镜筒52被安装成物镜光学系统50的光轴与插入部20的中心轴平行。

在镜筒 52 的后端连接了棱镜 56, 该棱镜 56 使经由物镜光学系统 50 之后的被观察部位的像光呈大致直角弯曲从而导光至 CMOS 摄像装置 54。

[0061] CMOS 摄像装置 54 是 CMOS 型的固体摄像元件 (以下称为“CMOS 传感器”。) 58、和进行 CMOS 传感器 58 的驱动及信号的输入输出的外围电路 60 一体形成而得到的单片半导体 (所谓的 CMOS 传感器芯片), 且 CMOS 摄像装置 54 被安装在支撑基板 62 上。CMOS 传感器 58 的摄像面 58a 被配置成与棱镜 56 的射出面相对。在摄像面 58a 上, 隔着矩形框状的垫片 (spacer) 63 安装矩形板状的盖玻片 64。CMOS 摄像装置 54、垫片 63、及盖玻片 64 经由粘结剂组装。由此, 保护摄像面 58a 以防止尘埃等进入。

[0062] 在向插入部 20 的后端延伸设置的支撑基板 62 的后端部, 多个输入输出端子 62a 在支撑基板 62 的宽度方向上并排设置。在输入输出端子 62a 上, 接合了用于经由软性部 24 与处理器装置 14 进行各种信号的交互的信号线 66, 输入输出端子 62a 经由在支撑基板 62 上形成的布线或焊盘等 (未图示) 与 CMOS 摄像装置 54 内的外围电路 60 电连接。信号线 66 集中插通在柔性管状的电缆 68 内。电缆 68 插通插入部 20、操作部 22 及软性部 24 的各内部, 而与连接器 36 连接。

[0063] 此外, 在照明窗 42 的里面设置了照明部, 图 2 中省略了该图示。在照明部中, 配置了对来自光源装置 16 的照明光进行导向的光导管 (图 4 中的符号 106) 的射出端 (图 4 中的符号 106a)。光导管 106 与电缆 68 同样地插通插入部 20、操作部 22 及软性部 24 的各内部, 而其入射端与连接器 36 连接。

[0064] 图 4 是表示内窥镜系统 10 中的电子内窥镜 12 及处理器装置 14 的结构框图。如图 4 所示, 在电子内窥镜 12 (插入部 20) 的前端部 26 中, 内置了 CMOS 传感器 58 和外围电路 60 (参照图 3) 形成在同一芯片的 CMOS 摄像装置 (摄像芯片) 54, 作为外围电路 60 而具备模拟信号处理电路 (AFE ; 模拟前端) 72、并 / 串 (P/S) 变换部 76、LVDS 发送部 78、寄存器 80、定时发生器 (TG) 81 等。此外, CMOS 摄像装置 54 具备用于生成 CMOS 传感器 58 的驱动所需的时钟信号的晶体振子 82。

[0065] CMOS 传感器 58 中具备 : 按配置成矩阵状的各像素的每个像素所形成的光电二极管、将由光电二极管蓄积的信号电荷变换为电压信号的电压变换电路、指定从电压变换电路读出电压信号的像素的地址 (位置) 的扫描电路 (垂直扫描电路及水平扫描电路)、依次输出由扫描电路读出的像素的电压信号的输出电路。

[0066] AFE72 由相关二重采样 (CDS ; Correlated double sampling) 电路、增益设定电路 (PGA ; Programmable Gain Amplifier)、及模拟 / 数字 (A/D) 变换器构成。CDS 电路针对由依次从 CMOS 传感器 58 的各像素读出的像素信号构成的摄像信号实施相关二重采样处理, 除去在 CMOS 传感器 58 中产生的复位噪声及放大器噪声。PGA 按照由处理器装置 14 指定的增益 (放大率) 对由 CDS 电路进行了噪声除去之后的摄像信号进行放大。A/D 变换器将由 PGA 放大之后的摄像信号 (模拟摄像信号) 变换至规定位数的数字信号进行输出。被 A/D 变换器数字化之后输出的摄像信号 (数字摄像信号) 输入至 P/S 变换部 76 中。

[0067] P/S 变换部 76 将由 AFE72 的 A/D 变换器输入的摄像信号从并行信号变换至串行信号。由 P/S 变换部 76 生成的串行信号被输入至 LVDS 发送部 78。

[0068] LVDS 发送部 78 通过能进行高速传输的 LVDS (Low Voltage Differential Signal) 传输方式, 将从 P/S 变换部 76 输入的串行信号作为差动信号进行输出。从 LVDS 发送部 78

输出的差动信号通过由 2 根信号线构成的 LVDS 线 96 被输入至处理器装置 14 的 LVDS 接收部 84。

[0069] 寄存器 80 是存储用于决定 CMOS 摄像装置 54 中的各部的处理内容的各种控制数据的存储器。作为在寄存器 80 中存储（保存）的控制数据，包括像素的扫描方式（全部像素扫描 / 隔行扫描）、所扫描的像素区域（扫描开始 / 结束的像素的位置）、快门速度（曝光时间）等的用于决定 CMOS 摄像装置 54 的各种动作模式（静止图像优先模式、运动图像优先模式、帧频等）的各种控制信息。这些控制数据从处理器装置 14 通过串行线 98 输入至寄存器 80。寄存器 80 中存储从处理器装置 14 输入的控制数据，CMOS 摄像装置 54 的各部按照寄存器 80 中存储的寄存器值（也就是从处理器装置 14 输入的控制数据）来执行各种处理。

[0070] TG81 基于从晶体振子 82 得到的时钟，生成用于从 CMOS 传感器 58 读出像素信号的驱动脉冲、AFE72 等的各部的同步脉冲，并提供给 CMOS 摄像装置 54 的各部。然后，CMOS 摄像装置 54 的各部按照从 TG81 供给的脉冲来执行各种处理。CMOS 传感器 58 可以集成 AFE72 等而集中构成在同一封装中。此外，CMOS 传感器 58 和晶体振子 82 可收纳在同一半导体封装中。在本例中，形成 CMOS 传感器 58 和 AFE72 收纳在同一半导体封装中的传感器模块。此外，晶体振子 82 也可构成为与 CMOS 传感器 58 的封装不同的封装，晶体振子 82 配置在 CMOS 传感器 58 的附近。

[0071] 此外，在本例的内窥镜系统 10 中，作为检测插入部 20 的前端部 26（参照图 1）的温度的单元，在前端部 26 的内部配置了温度传感器 100（参照图 4）。温度传感器 100 中可使用例如热敏电阻或热敏二极管等。热敏电阻是因温度不同从而电阻会出现很大变化的半导体元件（电阻电路元件）。热敏二极管是利用 pn 结部分的电压降的温度依存性来测量温度的元件。在该元件中流过恒定的电流，根据正向电压与电流之间的关系来求取温度。这种温度传感器元件能够与 AFE72 等的电路一起收纳在与 CMOS 传感器 58 相同的半导体封装中。

[0072] 或者，此外，作为温度传感器 100，可采用与 CMOS 传感器 58 不同封装的温度传感器 IC（例如 CMOS 温度传感器 IC）。温度传感器 IC 在芯片内集成了温度传感器、恒流电路、运算放大器。

[0073] 从温度传感器 100 得到的信号经由观测仪器基板（图 4 中未图示，图 5 的符号 130）被传输至处理器装置 14 的 CPU83。不过，用于将来自温度传感器 100 的信号（检测信号）传输至 CPU83 的信号传送单元并没有特定限定。例如，也可以采用如下方式，即：将温度传感器 100 的检测信号送往 AFE72，由 AFE72 与图像信号一起对温度传感器 100 的信号也进行 A/D 变换，组合图像信号和温度传感器信号之后经由 LVDS 线 96 提供给处理器装置 14。

[0074] 处理器装置 14 具备：CPU83、LVDS 接收部 84、时钟数据恢复（CDR）电路 86、串 / 并（S/P）变换部 88、图像处理电路（DSP）90、显示控制电路 92 等。

[0075] CPU83 作为控制处理器装置 14 内的各部的控制装置发挥作用，并且作为控制光源装置 16 的发光及光圈（iris）的单元发挥作用。

[0076] LVDS 接收部 84 进行基于 LVDS 传输方式的通信，接收从 LVDS 发送部 78 作为差动信号传输来的摄像信号（串行信号）。通过 LVDS 线 96 传输的摄像信号成为时钟信号和图像数据混合存在的串行信号。由 LVDS 接收部 84 接收到的摄像信号经由 CDR 电路 86 输入

至 S/P 变换部 88。

[0077] CDR 电路 86 检测从 CMOS 摄像装置 54 串行传输的摄像信号的相位,产生与该摄像信号的频率同步的提取时钟信号。根据该提取时钟信号对摄像信号进行采样,生成根据提取时钟信号对摄像信号进行重定时(Retiming)后的数据(重定时数据)。

[0078] 数据保存部 94 中保存由 CPU83 进行的各种控制所需的数据。CPU83 根据需要从数据保存部 94 读出数据用于处理。

[0079] S/P 变换部 88 将从 LVDS 接收部 84 经由 CDR 电路 86 输入的摄像信号(重定时数据)从串行信号变换为并行信号,复原至 CMOS 摄像装置 54 的 P/S 变换部 76 中的变换之前的原始的摄像信号。由 S/P 变换部 88 变换为并行信号的摄像信号被输入至 DSP90。

[0080] DSP90 对从 S/P 变换部 88 输入的摄像信号实施色插值、色分离、色平衡调整、伽马修正、图像强调处理等,生成图像数据。由 DSP90 实施各种图像处理之后生成的图像数据被输入至显示控制电路 92。

[0081] 显示控制电路 92 将从 DSP90 输入的图像数据变换为与对应于监视器 38 的信号形式相应的影像信号,并输出至监视器 38。

[0082] 在利用如上述那样构成的内窥镜系统 10 来观察体腔内时,开启电子内窥镜 12、处理器装置 14、光源装置 16 及监视器 38 的电源,将电子内窥镜 12 的插入部 20 插入体腔内,一边以来自光源装置 16 的照明光对体腔内进行照明,一边以监视器 38 观察由 CMOS 摄像装置 54 拍摄的体腔内的图像。

[0083] 此时,在处理器装置 14 的 CPU83 中,生成用于控制 CMOS 摄像装置 54 的各部的控制数据。该生成的控制数据通过串行线 98 被发送至电子内窥镜 12,保存在 CMOS 摄像装置 54 的寄存器 80 中。CMOS 摄像装置 54 的各部按照寄存器 80 中保存的寄存器值(控制数据)来进行各种处理。

[0084] 由 CMOS 传感器 58 生成的摄像信号被 AFE72 实施了各种处理之后,由 P/S 变换部 76 从并行信号变换为串行信号,从 LVDS 发送部 78 以 LVDS 传输方式作为差动信号而发送至处理器装置 14。

[0085] 在处理器装置 14 中,由 LVDS 接收部 84 接收到的摄像信号被 S/P 变换部 88 变换成原始的并行信号。在 DSP90 中,对输入的摄像信号实施各种信号处理,生成图像数据。由 DSP90 生成的图像数据被输入至显示控制电路 92。在显示控制电路 92 中,对输入的图像数据实施与监视器 38 的显示形式对应的变换处理,生成影像信号。由显示控制电路 92 生成的影像信号被输出至监视器 38。由此,图像数据作为内窥镜图像被显示在监视器 38 上。

[0086] (关于观测仪器基板的结构)

[0087] 图 5 是表示第 1 实施方式中的内窥镜前端部的内部结构和观测仪器基板的结构的主要部分框图。

[0088] 在图 5 中,对于与图 4 中所说明的结构相同或者类似的要素赋予同一符号。观测仪器基板 130 配置在图 1 的以符号 36 说明过的连接器的内部。观测仪器基板 130 搭载了用于中继电子内窥镜 12 与处理器装置 14 之间的信号授受的电路组,作为中继基板发挥作用。观测仪器基板 130 相当于“第 2 电路部”。

[0089] 配置在内窥镜前端部的前端电路部 110(相当于“第 1 电路部”)具备:包括 CMOS 传感器 58 及其外围电路的 CMOS 摄像装置 54、温度传感器 100、作为电源电路的第 1 电压

调节器 (regulator) 114、产生时钟信号的振荡器 116。第 1 电压调节器 114 是产生提供给 CMOS 摄像装置 54 的各电路部的多种规定电压 (例如电压值不同的三种直流电压) 的电压变换设备, 作为向内窥镜前端部 126 内的各电路部供电的电源发挥作用。

[0090] 振荡器 116 相当于图 4 中所说明的晶体振子 82, 产生 CMOS 传感器 58 的驱动所需的时钟信号。

[0091] 在观测仪器基板 130 搭载了 CPU132、LVDS 缓冲器 134、第 2 电压调节器 136、A/D 变换器 138 及存储器 140。CPU132 经由串行线 98 与前端部 26 的 CMOS 摄像装置 54 进行通信。此外, CPU132 与处理器装置 14 的 CPU83 (参照图 1) 进行通信, 与 CPU83 协作控制内窥镜系统 10。

[0092] 从 CMOS 摄像装置 54 输出的图像数据经由 LVDS 线 96 被送至 LVDS 缓冲器 134。从 CMOS 摄像装置 54 送出的串行数据暂时缓存在 LVDS 缓冲器 134 中之后与处理器装置 14 进行授受。此外, 尽管没有图示, 但该观测仪器基板 130 具备检测图 1 中所说明的操作部 22 的各种开关, 并将其开关信号 (操作信号) 通知给处理器装置 14 的电路。

[0093] 存储器 140 中保存了该观测仪器的固有信息。电子内窥镜 (观测仪器) 将基于每个机种的各自的数据保存在存储器 140 中, 基于这些信息对机器进行适当的控制。通过采用这种结构, 针对观测仪器的各种变化 (variation) 能够共同使用处理器装置 14 及光源装置 16。

[0094] 在观测仪器基板 130 内, 设置作为用于向内窥镜前端部的第 1 电压调节器 114 供电的电源电路的第 2 电压调节器 136。从第 2 电压调节器 136 经由供电线 146 向内窥镜前端部的第 1 电压调节器 114 提供规定电压的电源。第 1 电压调节器 114 的电源输入端子的电压经由反馈电路 (反馈线) 148 被反馈至第 2 电压调节器 136, 自动地控制第 2 电压调节器 136 的输出。通过这种反馈控制, 可对内窥镜前端部的第 1 电压调节器 114 提供规定电压 (例如, 3V)。

[0095] 根据这种结构, 即便在改变了观测仪器 (电子内窥镜 12) 的机种的情况下, 通过各机种的电子内窥镜中的第 1 电压调节器 114 和第 2 电压调节器 136 之间的电压反馈控制功能, 也可向前端部的第 1 电压调节器 114 提供适当电压值的电源。

[0096] 从温度传感器 100 得到的信号被 A/D 变换器 138 从模拟信号变换至数字信号之后, 输入至观测仪器基板 130 的 CPU132。

[0097] 若由温度传感器 100 检测到内窥镜前端部 26 的温度异常, 则 CPU132 控制第 2 电压调节器 136, 以停止来自第 2 电压调节器 136 的电源供给。具体而言, CPU132 将第 2 电压调节器 136 的使能信号设定为“OFF”, 从而使第 2 电压调节器 136 处于非动作状态 (关断输出), 以停止针对内窥镜前端部的第 1 电压调节器 114 的电源电压的供给。其结果, 第 1 电压调节器 114 的输出也停止, 向 CMOS 摄像装置 54 的供电被切断。

[0098] 根据这种结构, 若检测到前端部的温度异常, 则停止对前端部的电源供给, 抑制温度上升, 从而能够防止前端温度超过容许温度而处于高温。此外, 优选的方式在于, 伴随该异常检测, 在观测仪器基板 130 的 CPU132 进行了停止第 2 电压调节器 136 的输出的控制时, 还从 CPU132 向处理器装置 14 侧通信, 进行停止光源装置 16 的发光、或者降低发光量的控制。

[0099] < 第 2 实施方式 >

[0100] 图 6 是第 2 实施方式的主要部分框图。在图 6 中,对于与图 5 中所说明的例子相同或者类似的要素赋予同一符号,并省略其说明。再者,在图 6 中为了简化图示,省略了图 5 中所说明的振荡器 116、LVDS 缓冲器 134、A/D 变换器 138、存储器 140、反馈电路 148 的记载。对于图 7 ~ 图 9 也同样。

[0101] 在图 6 的第 2 实施方式中,代替图 5 的温度传感器 100(热敏电阻),在 CMOS 摄像装置 54 内嵌入热敏二极管(未图示)。若在嵌入了温度检测元件的摄像元件模块(CMOS 摄像装置 54)内检测到异常发热,则将其检测信息通知给观测仪器基板 130 内的 CPU132。CPU132 基于从前端电路部 110 得到的温度异常检测信号,控制第 2 电压调节器 136,以停止第 2 电压调节器 136 的输出。具体而言,CPU132 将第 2 电压调节器 136 的使能信号设定为“OFF”,使第 2 电压调节器 136 处于非动作状态(关断输出),停止对内窥镜前端部的第 1 电压调节器 114 的电源电压的供给。其结果,第 1 电压调节器 114 的输出也停止,向 CMOS 摄像装置 54 的供电被切断。再有,优选 CPU132 对处理器装置 14 的 CPU83 进行通知,进行停止光源装置 16 的发光、或者降低发光量的控制。

[0102] < 第 3 实施方式 >

[0103] 图 7 是第 3 实施方式的主要部分框图。在图 7 中,对于与图 5、图 6 中所说明的例子相同或者类似的要素赋予同一符号,并省略其说明。

[0104] 图 7 所示的第 3 实施方式构成为不具备图 5 中所说明的温度传感器 100、或图 6 中所说明的热敏二极管等用于检测温度的元件。采用省略了温度检测元件的结构,另一方面搭载于内窥镜前端部的第 1 电压调节器 150 具备:过电流检测电路 152、在检测到过电流时进行自我关断的关断电路 153。由过电流检测电路 152 和关断电路 153 的组合构成过电流保护电路。即,第 1 电压调节器 150 中嵌入了过电流保护电路,该过电流保护电路监视自己输出的电流量,并在检测到超过容许电流量的输出时自动停止自己的输出。

[0105] 根据这种结构,在内窥镜前端部中,由于电路故障等某些原因发生了过电流的情况下,通过第 1 电压调节器 150 的自我关断功能来切断电源供给。由此,可抑制前端部的温度上升。此外,由于在过电流检测后电源供给被迅速停止,因此不会长时间处于异常状态,能够防止电子电路故障损害的扩大。

[0106] < 第 4 实施方式 >

[0107] 图 8 是第 4 实施方式的主要部分框图。在图 8 中,对于与图 5、图 6 中所说明的例子相同或者类似的要素赋予同一符号,并省略其说明。

[0108] 图 8 所示的第 4 实施方式构成为不具备图 5 中所说明的温度传感器 100、或图 6 中所说明的热敏二极管等用于检测温度的元件。采用省略了温度检测元件的结构,另一方面搭载于观测仪器基板 130 的第 2 电压调节器 160 具备过电流检测电路 162、和在检测到过电流时进行自我关断的关断电路 163。由过电流检测电路 162 和关断电路 163 的组合构成过电流保护电路。即,第 2 电压调节器 160 中嵌入了过电流保护电路,该过电流保护电路监视自己输出的电流量,并在检测到超出容许电流量的输出时自动停止自己的输出。

[0109] 根据这种结构,在内窥镜前端部中,由于电路故障等某些原因发生了过电流的情况下,由于观测仪器基板 130 的第 2 电压调节器 160 输出的电流量也增大,因此该第 2 电压调节器 160 的过电流保护启动,通过自我关断功能切断对内窥镜前端部的电源供给。其结果,第 1 电压调节器 114 的输出也停止。由此,可抑制前端部的温度上升。此外,由于在过

电流检测后电源供给被迅速停止,因此不会长时间处于异常状态,能够防止电子电路故障损害的扩大。

[0110] < 第 5 实施方式 >

[0111] 图 9 是第 5 实施方式的主要部分框图。在图 9 中,对于与图 5、图 6 中所说明的例子相同或者类似的要素赋予同一符号,并省略其说明。

[0112] 图 9 所示的第 5 实施方式构成为不具备图 5 中所说明的温度传感器 100、或图 6 中所说明的热敏二极管等用于检测温度的元件。采用省略了温度检测元件的结构,另一方面搭载于观测仪器基板 130 的第 2 电压调节器 170 具备:过电流检测电路 172、和在过电流检测时将其信息通知给 CPU132 的电路。即,第 2 电压调节器 170 具有监视自己输出的电流量、并在检测到超过容许电流量的输出时将其信息通知给 CPU132 的功能。

[0113] 根据这种结构,在内窥镜前端部中,由于电路故障等某些原因发生了过电流的情况下,由于观测仪器基板 130 的第 2 电压调节器 170 输出的电流量也增大,因此通过该第 2 电压调节器 168 的过电流检测功能检测过电流,并将其检测情况通知给 CPU132。CPU132 接收该信号,控制第 2 电压调节器 170,以停止第 2 电压调节器 170 的输出。具体而言,CPU132 将第 2 电压调节器 170 的使能信号设定为“OFF”,使第 2 电压调节器 170 处于非动作状态(关断输出),停止对内窥镜前端部的第 1 电压调节器 114 的电源电压的供给。其结果,第 1 电压调节器 114 的输出也停止,对 CMOS 摄像装置 54 的供电被切断。由此,可抑制前端部的温度上升。此外,由于在过电流检测后电源供给被迅速停止,因此不会长时间处于异常状态,能够防止电子电路故障损害的扩大。

[0114] < 对于第 1 实施方式至第 5 实施方式的各实施方式的适当组合 >

[0115] 能够适当组合第 1 实施方式至第 5 实施方式中所说明的各实施方式的结构。例如,作为图 5、图 6 的第 1 电压调节器 114,可采用带有过电流保护功能的电压调节器(符号 150)。此外,在图 7 ~ 8 中所说明的实施方式中,也可在过电流检测时的电源切断之际从 CPU132 向处理器装置 14 进行通信,以进行停止光源装置 16 的发光、或者降低发光量的控制。

[0116] < 关于光源装置 16 的发光源 >

[0117] 光源装置 16 的发光源既可以采用激光光源,也可以采用氙气管等的电灯光源,还可以采用发光二极管(LED)。激光光源和 LED 光源比较容易进行发光量的调整和脉冲发光的控制。另一方面,氙气光源等由于难以进行光源自身的发光量的调整,因此利用光圈机构等来进行照射光量的调整。

[0118] < 变形例 1 >

[0119] 在上述的实施方式中,例示了从光源装置 16 经由光导管(光纤等)向内窥镜前端部导出照明光的结构,但是可代替这种方式、或者与其组合,从而构成为在内窥镜前端部配置发光二极管(LED)等的发光源。在该情况下,构成为在内窥镜前端部内置的 LED 的电源由第 1 电压调节器 114(或者 150)供给,通过第 1 电压调节器 114(或者 150)的停止输出从而照明光也能熄灭(关断)。

[0120] < 变形例 2 >

[0121] 也可以代替使用上述第 1 实施方式中所说明的温度传感器 100、或第 2 实施方式中所说明的热敏二极管等的温度检测元件的方式,而利用在前端部 26 配置的晶体振子 82 的

频率温度特性,来检测前端部 26 的温度。此时,能够省略温度传感器 100。

[0122] 由于晶体振子 82 具有振荡频率因温度而变动的性质,因此能够根据频率来估计温度。具体而言,例如,在处理器装置 14 中,基于由 CDR 电路 86 提取出的时钟信号对图像信号的像素时钟(以像素为单位的时钟)进行计数,或者根据图像信号来测量帧期间等,由此掌握内窥镜插入部的晶体振子 82 的振荡频率。并且,也可以根据预先在数据保存部 94 中保存的对温度与振荡频率之间关系进行规定的相关数据(查询表等),来估计前端部 26 的温度。

[0123] <变形例 3>

[0124] 在上述的实施方式中,作为固体摄像元件使用了 CMOS 传感器 58,但本发明的适用范围并不限于此。与 CCD 传感器相比,CMOS 传感器能够以低电压驱动,容易响应多像素化和高度读出化的要求。此外,传感器模块的制造较为容易。不过,在实施本发明时,并不限于 CMOS 传感器,也可以构成为采用 CCD 型固体摄像元件(CCD 传感器)等其他形式的摄像元件。

[0125] <变形例 4>

[0126] 在上述的实施方式中,说明了在软性部 24 的连接器 36(参照图 1)内配置观测仪器基板 130 的例子,但是对于观测仪器基板 130 的配置位置来说,并不限于该例。例如,也可以构成为在与连接器 36 连结的其他的连接器部(与处理器装置 14 之间的连结部分的连接器)处配置观测仪器基板。或者,此外,还可考虑在电子内窥镜 12 的操作部 22(参照图 1)处配置观测仪器基板。

[0127] 以上,对本发明的内窥镜系统及其控制方法进行了详细说明,但本发明并不限于上述说明的实施方式,在不脱离本发明的主旨的范围内,当然可进行各种的改良及变形。通过在本发明的技术思想内包括本领域的公知常识,能够得到多种变形。

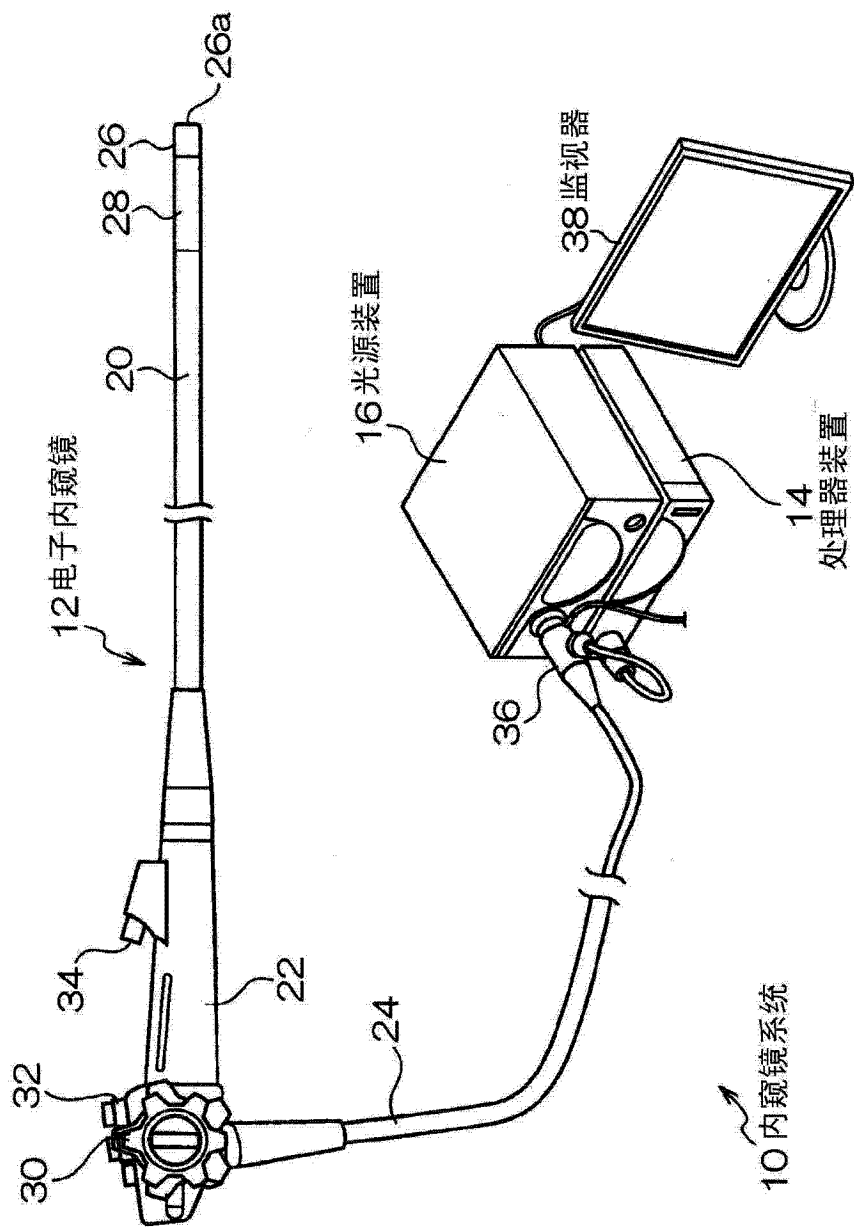


图 1

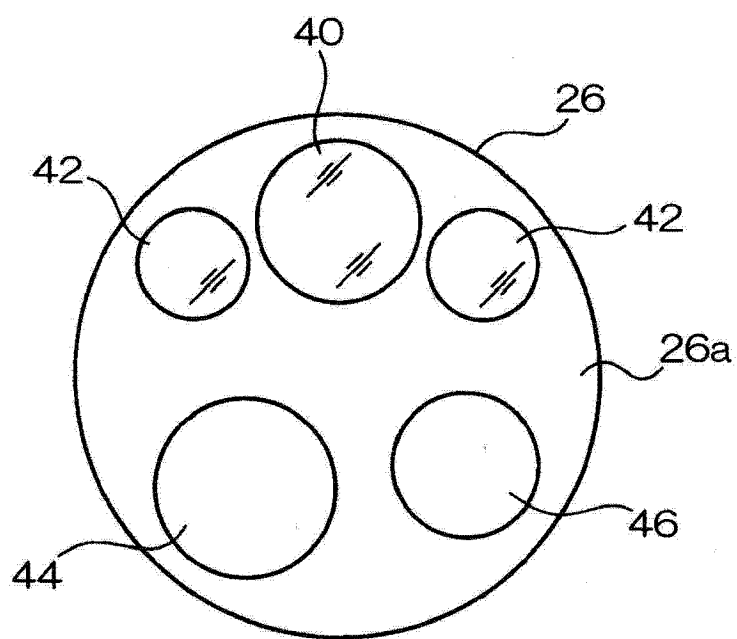


图 2

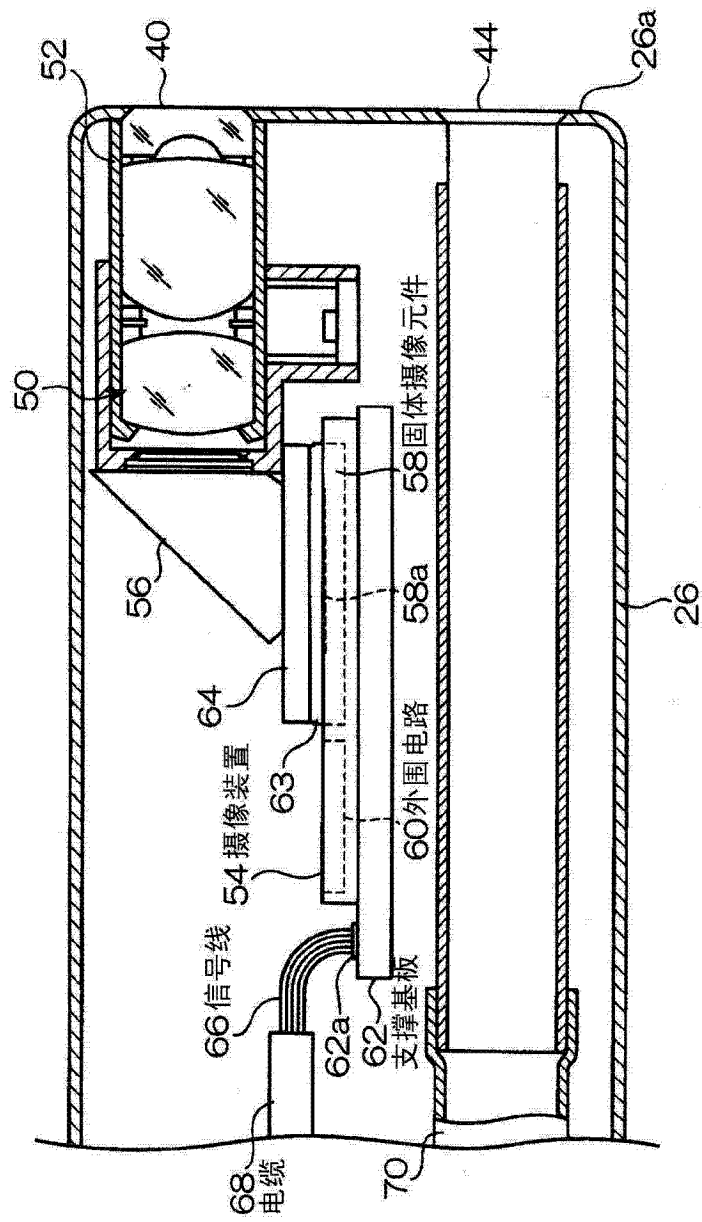


图 3

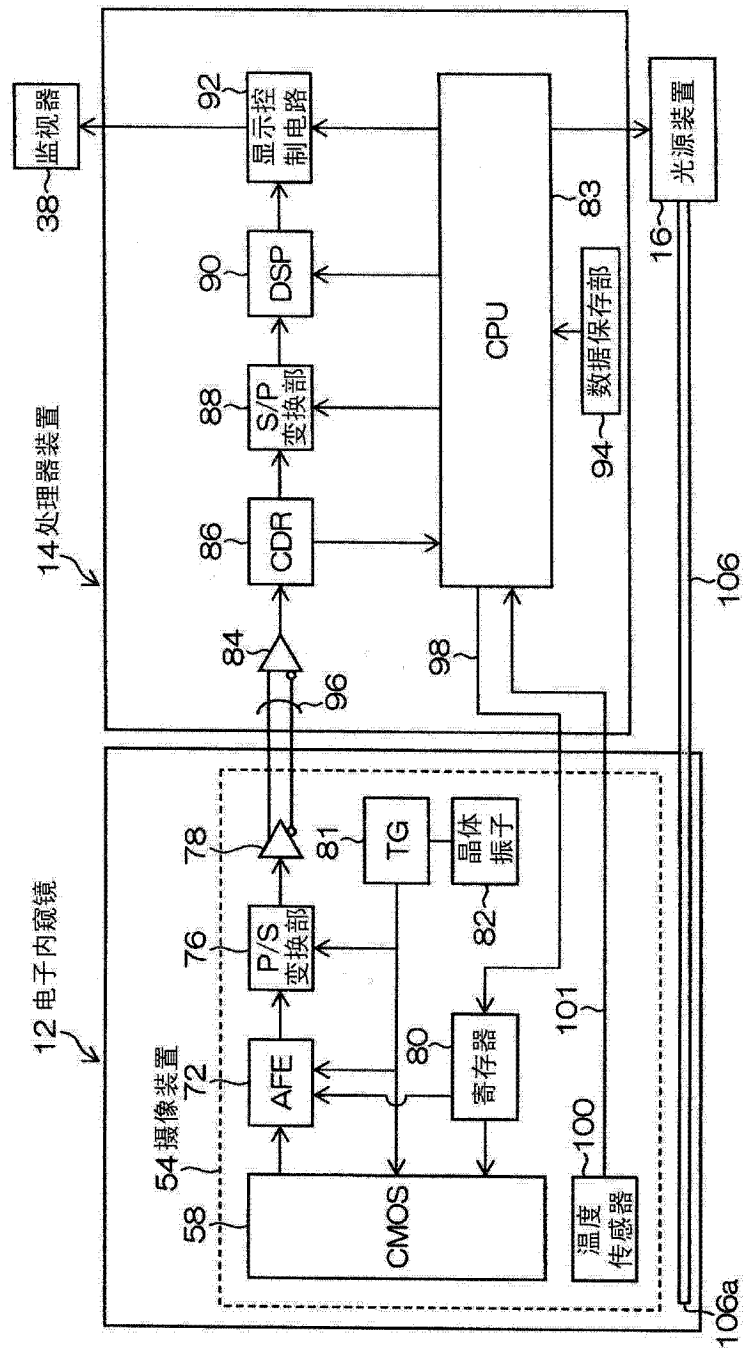


图 4

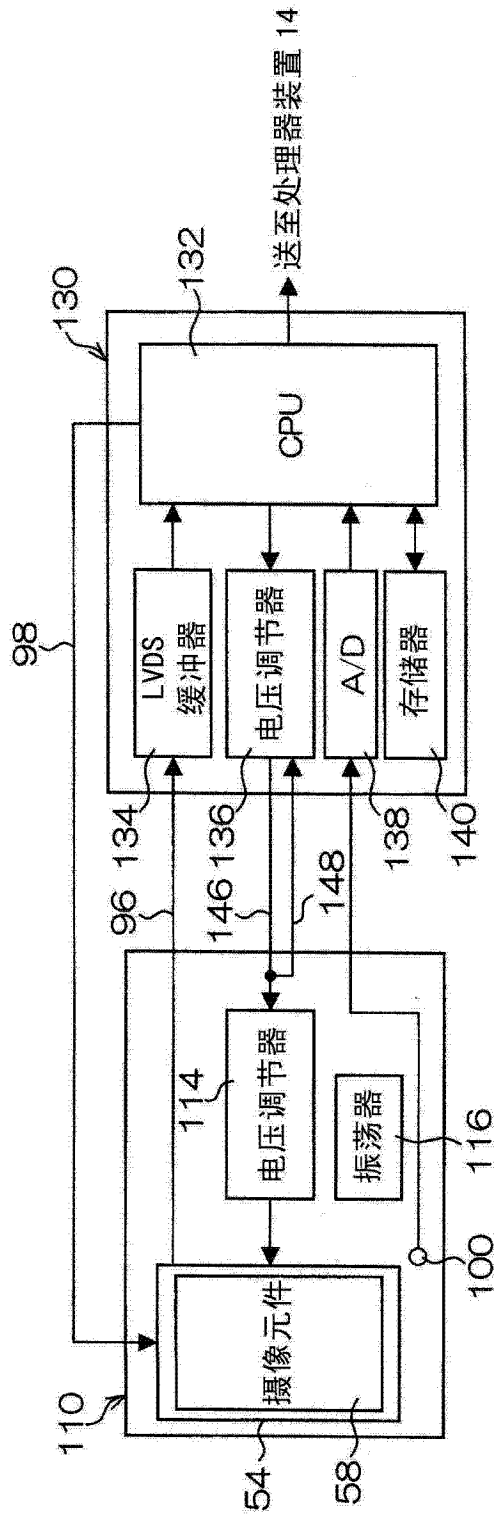


图 5

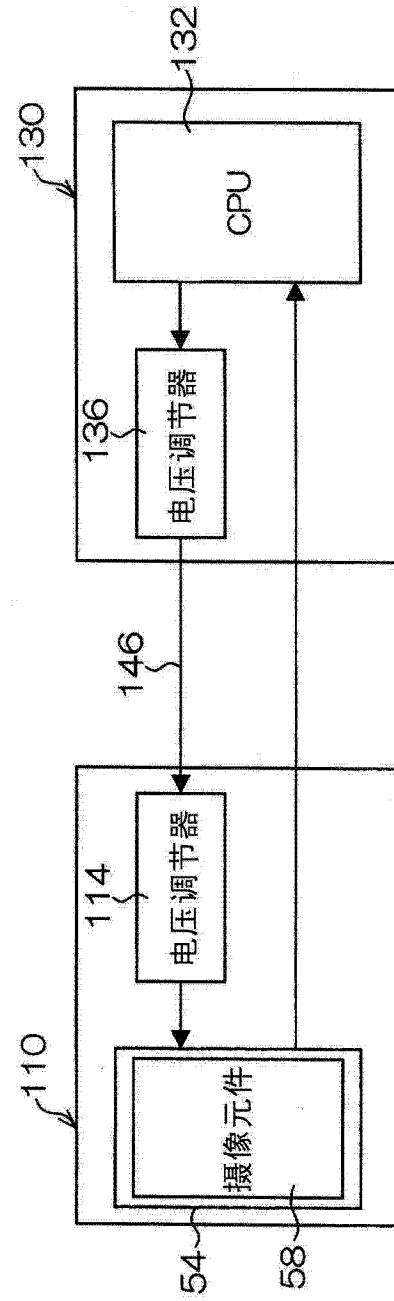


图 6

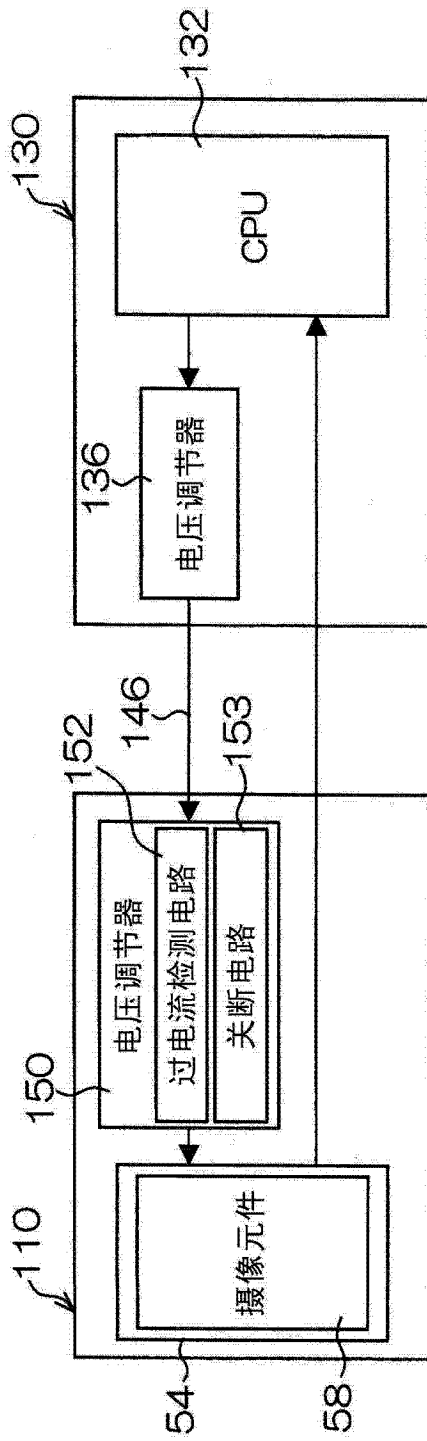


图 7

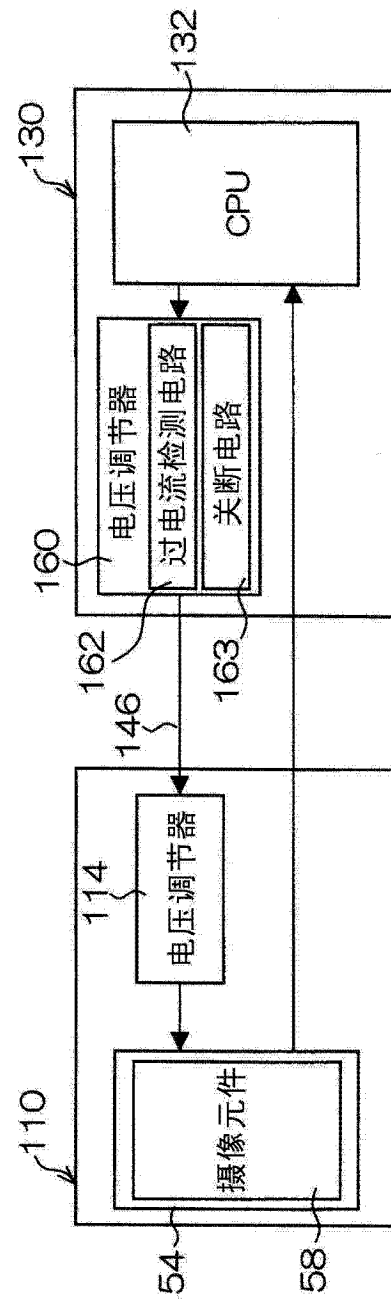


图 8

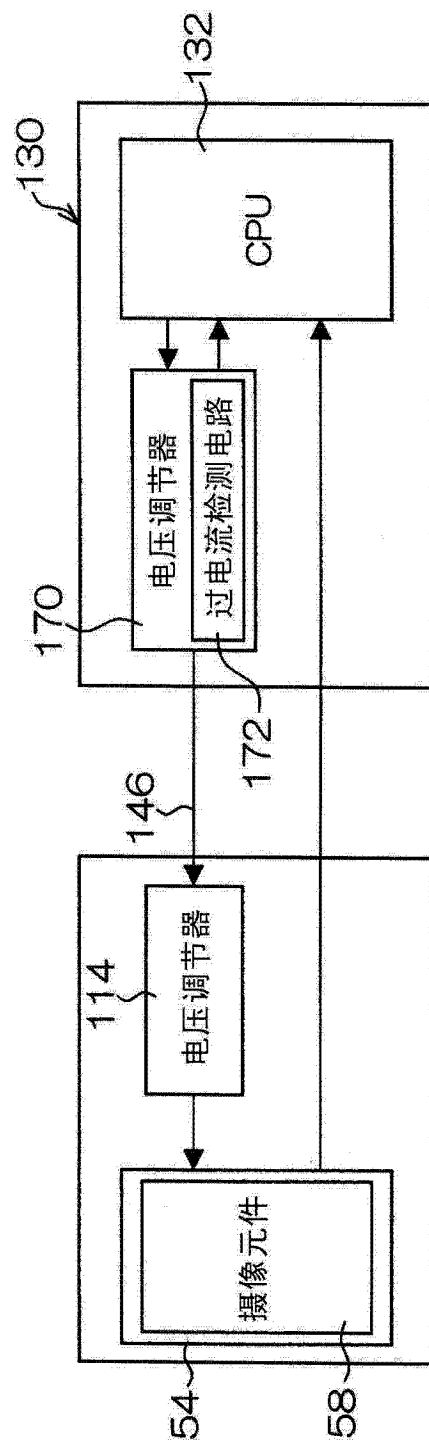


图 9

专利名称(译)	电子内窥镜装置及电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN103006169B	公开(公告)日	2015-09-30
申请号	CN201210232333.8	申请日	2012-07-05
[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	松丸靖		
发明人	松丸靖		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/018 A61B1/015		
CPC分类号	A61B1/128 A61B1/05 A61B1/00027 A61B1/00009 A61B1/00011 A61B1/0676		
审查员(译)	孙颖		
优先权	2011163494 2011-07-26 JP		
其他公开文献	CN103006169A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种电子内窥镜装置及电子内窥镜系统。在内窥镜前端部中内置了包括具有摄像元件及其外围电路的摄像装置、和作为电源电路的第1电压调节器在内的第1电路部。第1电路部经由电缆与第2电路部连接。第2电路部具备向第1电压调节器供电的第2电压调节器。通过配置于前端部的温度检测单元或者电压调节器的过电流检测功能等，在检测到前端部中的温度异常及过电流之中的至少一个异常时，通过停止第1电压调节器及第2电压调节器之中的至少一方的输出，来停止对前端部的供电。由此，能够向内窥镜前端部供给所需电压的电力，并且防止前端温度超过容许温度而处于高温。

