

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810092504.5

[43] 公开日 2008 年 10 月 22 日

[51] Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

H04N 7/00 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)

[11] 公开号 CN 101288581A

[22] 申请日 2008.4.18

[21] 申请号 200810092504.5

[30] 优先权

[32] 2007.4.20 [33] JP [31] 2007-112123

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 仁井田巧一 本多武道 山下真司
齐藤克行

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人

黄纶伟

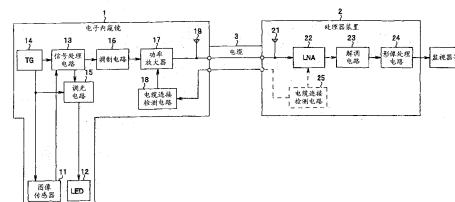
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 6 页

[54] 发明名称

电子内窥镜装置

[57] 摘要

本发明提供一种电子内窥镜装置，该电子内窥镜装置可以优化有线传送时和无线传送时的各自传送增益的设定，所以能够降低有线传送时和无线传送时的传送不良的发生。电子内窥镜装置具有：电子内窥镜(1)，其具有通过无线和有线传送由图像传感器(11)获得的摄像信号的功率放大器(17)；以及低噪声放大器(22)，其用于接收通过无线和有线传送的摄像信号。还具有：根据摄像信号生成影像信号的处理器装置(2)；电缆连接检测电路(17)，其在检测到电子内窥镜(1)和处理器装置(2)之间连接有用于通过有线传送摄像信号的电缆时，变更功率放大器(17)的增益或低噪声放大器(22)的增益。



1. 一种电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置包括：

电子内窥镜，其具有用于通过无线和有线传送由摄像元件获得的摄像信号的传送电路；

处理器装置，其具有用于接收通过无线和有线所传送的所述摄像信号的接收电路，并且根据所述摄像信号生成影像信号；以及

增益变更单元，其在所述电子内窥镜和所述处理器装置之间检测到连接有用于通过有线传送所述摄像信号的电缆时，变更所述传送电路的增益或所述接收电路的增益。

2. 根据权利要求 1 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置具有检测所述电缆的连接的电缆连接检测单元，

所述增益变更单元在检测到来自所述电缆连接检测单元的表示连接有所述电缆的检测信号时，变更所述传送电路的增益或所述接收电路的增益。

3. 根据权利要求 2 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置具有切换单元，该切换单元对所述传送电路的输出连接到用于通过所述无线进行传送的天线上还是连接到用于通过所述有线进行传送的所述电缆上进行切换，

所述切换单元根据所述电缆连接检测单元的所述检测信号，对连接在用于通过所述无线进行传送的天线上还是连接在用于通过所述有线进行传送的所述电缆上进行切换。

4. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述电子内窥镜和所述处理器装置的用于通过所述无线进行传送的天线可以装卸，并且可以安装在用于通过所述有线进行传送的所述电缆用的连接器上。

电子内窥镜装置

技术领域

本发明涉及电子内窥镜装置，特别涉及具有增益变更单元的电子内窥镜装置。

背景技术

以往的电子内窥镜装置一般构成为具有电子内窥镜和处理器装置。电子内窥镜利用有线向处理器装置传送由所安装的图像传感器所拍摄的被观察体的摄像信号。处理器装置执行摄像信号的影像处理，向监视器等输出通过影像处理生成的影像信号。

并且，日本特开 2001-45472 号公报公开了一种内窥镜装置，该内窥镜装置不是利用有线向处理器装置传送由内窥镜获得的摄像信号，而是无线传送。但是，仅通过无线传送，有可能由于传送路径中放置了障碍物而导致传送的摄像信号紊乱。因此，为了防备无线传送导致的摄像信号紊乱，考虑也可以进行有线传送，该情况时，分别设置有线用的传送电路和无线用的传送电路。该情况时，如果分别设置有线用和无线用的传送电路，则导致电路规模增大，从而使内窥镜装置大型化。另外，需要根据有线时和无线时的使用情况来切换传送电路的切换单元，切换单元的切换作业比较烦杂。

并且，日本特开 2004-159833 号公报公开了一种电子内窥镜，该电子内窥镜使有线用和无线用的传送电路为同一电路，可以通过有线或无线来传送被调制为无线用的摄像信号。在该日本特开 2004-159833 号公报公开的电子内窥镜装置中，无论有线时还是无线时都使用相同的传送电路来传送摄像信号。

【专利文献 1】 日本特开 2001-45472 号公报

【专利文献 2】 日本特开 2004-159833 号公报

但是，在有线时和无线时使用相同的传送电路的电子内窥镜装置中，不能优化有线时和无线时的各自传送增益，所以有可能发生传送不良，在日本特开2004-159833号公报公开的电子内窥镜装置中，存在不能确保传送质量的问题。

发明内容

因此，本发明的目的在于提供一种电子内窥镜装置，该电子内窥镜装置不需分别设置有线传送用和无线传送用各自的传送电路，即可实现电子内窥镜装置的小型化，可以通过电缆的装卸来切换有线传送和无线传送的设定，所以也消除了设定的切换操作的烦杂性。并且，本发明的目的在于提供一种电子内窥镜装置，该电子内窥镜可以优化有线传送时和无线传送时的各自传送增益的设定，所以不会发生有线传送时和无线传送时的传送不良。

本发明的电子内窥镜装置包括：电子内窥镜，其具有用于通过无线和有线传送由摄像元件获得的摄像信号的传送电路；处理器装置，其具有用于接收通过无线和有线所传送的所述摄像信号的接收电路，并且根据所述摄像信号生成影像信号；以及增益变更单元，其在所述电子内窥镜和所述处理器装置之间检测到连接有用于通过有线传送所述摄像信号的电缆时，变更所述传送电路的增益或所述接收电路的增益。

根据本发明的电子内窥镜装置，不需要分别设置有线传送用和无线传送用各自的传送电路，可以做到小型化，通过电缆的装卸可以切换有线传送和无线传送的设定，所以也消除了设定的切换操作的烦杂性。另外，根据本发明的电子内窥镜装置，可以优化有线传送时和无线传送时的各自传送增益的设定，所以能够降低有线传送时和无线传送时的传送不良的发生。

附图说明

图1是表示本发明的第1实施方式涉及的电子内窥镜装置的结构的方框图。

图 2 是表示第 1 实施方式的设有切换单元的电子内窥镜装置的结构的方框图。

图 3 是表示本发明的第 2 实施方式涉及的电子内窥镜装置的结构的方框图。

图 4 是表示图 3 中的衰减器 26 的结构的电路图。

图 5 是表示第 2 实施方式的设有切换单元的电子内窥镜装置的结构的方框图。

图 6 是表示用于削减处理器装置的功耗的结构的方框图。

符号说明

1、1a、1b 电子内窥镜；2、2a、2b 处理器装置；3、3a、3b 电缆；
11 图像传感器；12 LED；13 信号处理电路；14 TG；15 调光电路；16 调制电路；
17、17a 功率放大器；18 电缆连接检测电路；19 发送用天线；
20 切换单元；21 接收用天线；22 LNA；23 解调电路；24 影像处理电路；
25 电缆连接检测电路；26 衰减器；27~29 电阻；30 患者电路用电源；
31 第 1LNA；32 第 1 解调电路；33 第 1AD 转换电路；34 第 2LNA；35
第 2 解调电路；36 第 2AD 转换电路；37 绝缘电路。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施方式。

<第 1 实施方式>

图 1 是表示作为本实施方式的电子内窥镜装置的结构的方框图。

电子内窥镜装置由具有插入部的电子内窥镜 1、处理器装置 2、相对于电子内窥镜 1 和处理器装置 2 可以装卸的电缆 3 构成。电子内窥镜 1 构成为具有图像传感器 11、发光二极管（以下称为 LED）12、信号处理电路 13、定时发生器（以下称为 TG）14、调光电路 15、调制电路 16、功率放大器 17、电缆连接检测电路 18 和发送用天线 19。

处理器装置 2 构成为具有接收用天线 21、低噪声放大器（以下称为 LNA）22、解调电路 23 和影像处理电路 24。电缆 3 是同轴电缆，具有信号线和接地线。另外，电缆 3 构成为可以与电子内窥镜 1 和处理器装置 2

装卸，但电缆 3 的一端也可以固定在电子内窥镜侧。

在插入患者的体腔内的插入部的前端配置有图像传感器 11 和 LED 12。图像传感器 11 把被 LED 12 的照明光照明的被摄体像转换为摄像信号，输出给信号处理电路 13。信号处理电路 13 对所输入的摄像信号实施取样、箝位、模拟数字（以下称为 AD）转换和数据编码，并输出给调制电路 16。根据需要，信号处理电路 13 也可以在影像信号上叠加设于电子内窥镜上的未图示的开关的接通/断开信号和表示电子内窥镜的个体序号的信号。

信号处理电路 13 的输出信号除调制电路 16 外，也输出给调光电路 15。调光电路 15 从信号处理电路 13 的输出信号即图像信号中检测信号处理电路 13 的输出信号，并通过脉宽调制（以下称为 PWM）控制 LED 12 的亮灯时间，使得图像的亮度成为预定的值，即，使 LED 12 以预定的明亮度对被摄体进行照明。因此，调光电路 15 包括未图示的 LED 12 的驱动电路。

TG 14 分别向图像传感器 11、信号处理电路 13 和调光电路输出对应的定时信号。图像传感器 11 被输入驱动用的定时信号。信号处理电路 13 被输入信号处理用的定时信号。调光电路 15 被输入调光用的定时信号。另外，TG 14 包括未图示的图像传感器 11 的驱动电路。

调制电路 16 把从信号处理电路 13 输出的摄像信号调制为载波信号，把所调制的载波信号输出给功率放大器 17。电缆连接检测电路 18 检测电缆 3 的连接，向功率放大器 17 输出表示电缆的连接的检测信号作为电缆 3 的连接信息。作为传送电路的功率放大器 17 根据电缆连接检测电路 18 的输出，按照无线传送用的电压增益或有线传送用的电压增益来放大从调制电路 16 输出的载波信号，并输出给发送用天线 19 或电缆 3。因此，电缆连接检测电路 18 构成电缆连接检测单元和增益变更单元。在无线传送时，载波信号通过发送用天线 19 传送给处理器装置 2，在有线传送时，载波信号通过电缆 3 传送给处理器装置 2。

通过无线传送的载波信号被接收用天线 21 接收，并输入 LNA 22。通过有线传送的载波信号经由电缆 3 传送，并输入 LNA 22。作为接收电

路的 LNA 22 放大所输入的载波信号，输出给解调电路 23。解调电路 23 把从 LNA 22 输出的载波信号解调为摄像信号，并输出给影像处理电路 24。影像处理电路 24 具有对所输入的摄像信号实施伽码校正处理、色调调整处理、电缆连接时的电气安全用的绝缘处理和文字等特征的重叠处理的功能，并转换为适合于监视器等外部显示设备的影像信号。通过把在影像处理电路 24 中转换的影像信号输出给监视器等，在监视器等上显示被摄体像。

下面，说明如上所述构成的实施方式的动作。

首先，说明没有连接电缆 3 的无线传送时的动作。信号处理电路 13 对来自图像传感器 11 的摄像信号实施取样等处理，并输出给调制电路 16。调制电路 16 把调制后的载波信号输出给功率放大器 17。

此时，电缆连接检测电路 18 由于没有连接电缆 3，所以向作为传送电路的功率放大器 17 输出用于指示切换为进行无线传送用的增益的增益切换信号。功率放大器 17 根据增益切换信号，按照无线传送用的电压增益来放大所输入的载波信号，把按照无线传送用的电压增益所放大的载波信号输出给发送用天线 19。

从发送用天线 19 无线传送的载波信号，通过作为接收电路的 LNA 22 输入解调电路 23。解调电路 23 把从 LNA 22 输出的载波信号解调为摄像信号，并输出给影像处理电路 24。影像处理电路 24 对所输入的摄像信号实施伽码校正处理等，把影像信号输出给监视器等，由此可以观察被摄体像。

下面，说明连接电缆 3 的有线传送时的动作。电缆连接检测电路 18 检测电缆 3 的连接，并把检测信号作为用于指示切换为进行有线传送用的增益的增益切换信号，输出给功率放大器 17。功率放大器 17 根据增益切换信号，按照有线传送用的电压增益来放大所输入的载波信号，把按照有线传送用的电压增益来放大的载波信号输出给电缆 3。

通过电缆 3 传送的载波信号被输入 LNA 22。LNA 22 把进行了低噪声的放大处理的载波信号输出给解调电路 23。解调电路 23 把从 LNA 22 输出的载波信号解调为摄像信号，并输出给影像处理电路 24。影像处理

电路 24 对所输入的摄像信号实施伽码校正处理等，向监视器等输出影像信号，由此可以观察被摄体像。

此时，有线传送时的功率放大器 17 的增益的设定值被设定为，使有线传送时输入 LNA 22 的载波信号的振幅与无线传送时输入 LNA 22 的载波信号的振幅相等。载波信号的传播损失为在导体中传播的有线传送时的损失比在空中传播的无线传送时的损失小。因此，有线传送时的功率放大器 17 的增益的设定值可以小于无线传送时的功率放大器 17 的增益的设定值。因此，与把放大为无线传送用的载波信号直接通过有线传送的情况相比，可以适当变更在有线传送时输入 LNA 22 的载波信号的振幅的大小，使其在有线传送时和无线传送时大致一定。由此，像以往那样由于 LNA 22 被输入过大的载波信号而使载波信号饱和并出现接收不良的情况减少。

另外，在有线传送时，被设定为有线传送用的增益的载波信号即使从发送用天线 19 发送，由于功率放大器 17 没有设定无线传送用的充分的增益，所以作为无线传送用的载波信号也是不充分的信号，不会对有线传送时的被摄体像的观察造成影响。另外，其他动作与无线传送时相同，可以与无线传送时一样观察被摄体像。

因此，根据本实施方式，不需要分别设置有线传送用和无线传送用各自的传送电路，可以做到小型化，通过电缆的装卸可以切换有线传送和无线传送的设定，所以可以实现消除了设定的切换操作的烦杂性的电子内窥镜装置。另外，根据本实施方式，可以实现一种电子内窥镜装置，即：由于可以优化有线传送时和无线传送时的各自传送增益的设定，所以能够降低有线传送时和无线传送时的传送不良的发生。

并且，根据本实施方式涉及的电子内窥镜装置，在有线传送时，功率放大器 17 的增益的设定值较小，所以能够削减功耗。因此，在使用电池作为未图示的电子内窥镜 1 的电源时，可以延长电子内窥镜 1 能够使用的时间。另外，由于通过电缆 3 传送的载波信号的振幅也较小，所以能够削减从同轴电缆向空中放射的不必要的放射噪声，同样也具有可以削减从同轴电缆与电子内窥镜 1 和处理器装置 2 的连接部向空中放射的

不必要的放射噪声的效果。

另外，如图 1 所示，也可以在处理器装置 2 上设置电缆连接检测电路 25，取代在电子内窥镜 1 上设置电缆连接检测电路 18。并且，根据从电缆连接检测电路 25 输出的增益切换信号，切换 LNA 22 接收时的增益设定值。该情况时，由于功率放大器 17 设定了无线传送用的增益，所以在有线传送时，按照无线传送用的增益所放大的过大的载波信号通过电缆 3 传送。因此，在电子内窥镜 1 设置电缆连接检测电路时可以削减不必要的放射噪声的效果消失，但是可以缩小电子内窥镜 1 的电路规模。

另外，如图 2 所示，也可以设置切换单元 20，该切换单元 20 用于切换将电子内窥镜 1 内的功率放大器 17 的输出连接到天线 19 上、或连接到电缆 3 上。图 2 是表示设有该切换单元的电子内窥镜装置的结构的方框图。电子内窥镜 1 可以根据从电缆连接检测电路 18 输出的增益切换信号，选择性地切换通过有线传送还是通过无线传送从功率放大器 17 输出的载波信号。根据这种结构，在有线传送时，可以防止产生由来自天线的不必要的放射导致的噪声。

另外，也可以构成为使天线和电缆各自的连接器的形状相同，在连接电缆时，如果不卸下天线，就不能连接电缆 3。该情况时，同样可以防止在有线传送时产生由来自天线的不必要的放射导致的噪声。

<第 2 实施方式>

图 3 是表示作为第 2 实施方式的电子内窥镜装置的结构的方框图。另外，在图 3 中，对与图 1 相同的构成要素赋予相同符号，并省略说明。

如图 3 所示，在本实施方式的电子内窥镜装置中，在电子内窥镜 1a 中没有设置电缆连接检测电路。并且，在电缆 3a 的中途设有衰减器 26。其他结构与第 1 实施方式相同。

图 4 是表示衰减器 26 的结构的电路图。衰减器 26 如图 4 所示由使用了电阻 27~29 的电路构成。在电缆 3 的信号线的中途设有电阻 27，在电阻 27 的两侧与接地线之间分别设有电阻 28、29。根据这种结构，不需要向电缆 3a 提供衰减器 26 用的电源，所以可以只由信号线和接地线构成。另外，衰减器 26 也可以由使用了半导体的电路构成。

功率放大器 17a 由于没有在电子内窥镜 1a 中设置电缆连接检测电路, 所以不能切换增益。因此, 输入功率放大器 17a 的载波信号被按照无线传送给用的电压增益放大, 并输出给发送用天线 19 或电缆 3a。在有线传送时, 从功率放大器 17a 输出的载波信号通过衰减器 26 使其振幅衰减, 并传送给处理器装置 2a 的 LNA 22。其他结构和无线传送时的结构与第 1 实施方式相同, 同样在监视器等上显示被摄体像。

下面, 说明如上所述构成的实施方式的动作。另外, 省略说明与第 1 实施方式相同动作。

首先, 说明没有连接电缆 3a 的无线传送时的动作。由于电子内窥镜 1a 中没有设置电缆连接检测电路, 所以功率放大器 17a 被设定无线传送给用的增益。功率放大器 17a 按照无线传送给用的电压增益放大所输入的载波信号, 并输出给发送用天线 19。其他动作与第 1 实施方式相同, 同样可以观察被摄体像。

下面, 说明连接电缆 3a 的有线传送时的动作。由于功率放大器 17a 被设定无线传送给用的电压增益, 所以按照无线传送给用的电压增益放大所输入的载波信号, 并输出给电缆 3a。输入给电缆 3a 的载波信号通过衰减器 26 使其振幅衰减, 并输出给处理器装置 2a 的 LNA 22。

此时, 衰减器 26 的电阻 27~29 的电阻值被设定为, 使有线传送时输入 LNA 22 的载波信号的振幅与无线传送时输入 LNA 22 的载波信号的振幅相等。在将放大为无线传送给用的载波信号通过有线传送时, 被放大为无线传送给用的过大的载波信号通过衰减器 26 而衰减, 所以能够使输入给 LNA 22 的载波信号的振幅的大小合适。由此, 由于 LNA 22 被输入过大的载波信号而使得载波信号饱和并出现接收不良的情况减少。

因此, 根据本实施方式, 不需要分别设置有线传送给用和无线传送给用各自的传送电路, 可以做到小型化, 通过电缆的装卸可以切换有线传送和无线传送的设定, 所以可以实现消除了设定的切换操作的烦杂性的电子内窥镜装置。另外, 根据本实施方式, 可以实现一种电子内窥镜装置, 即: 由于可以优化有线传送时和无线传送时的各自传送增益的设定, 所以能够降低有线传送时和无线传送时的传送不良的发生。

另外，衰减器 26 配置在电子内窥镜 1a 的附近，由此可以削减从同轴电缆向空中放射的不必要的放射噪声。具体地讲，在同轴电缆的连接电子内窥镜 1a 的连接器附近配置衰减器 26。

另外，如图 5 所示，也可以在电子内窥镜 1a 中设置切换单元 20，该切换单元 20 用于切换将电缆连接检测电路 18 和功率放大器 17a 的输出连接在天线 19 上、或连接在电缆 3a 上。电子内窥镜 1a 可以根据从电缆连接检测电路 18 输出的增益切换信号，选择性地切换通过无线传送还是通过有线传送从功率放大器 17a 输出的载波信号。根据这种结构，在有线传送时，可以防止产生由来自天线的不必要放射导致的噪声。

另外，在本实施方式中，也可以构成为使天线和电缆各自的连接器的形状相同，在连接电缆时，如果不卸下天线，就不能连接电缆 3。该情况时，同样可以防止在有线传送时产生由来自天线的不必要放射导致的噪声。

但是，在第 1 和第 2 实施方式中，由于使用电池作为电子内窥镜的电源供给单元，所以为了能够长时间使用电子内窥镜，削减功耗成为重要课题。

为了解决这种课题，与使 LED 始终亮灯并使用图像传感器 11 的电子快门进行摄像的方式相比，采用前面叙述的 PWM 控制方式或控制提供给 LED 的电流量的电流控制方式，控制 LED 的照明光的亮灯时间，可以削减功耗。

另外，在图像传感器 11 的输出信号几乎不变，用于控制 LED 的照明光的检测结果在一定时间没有变动的情况下，作为电子内窥镜未使用的检查之前或检查之后的待机状态，检测电子内窥镜的使用状态。并且，此时如果检测检查之前或检查之后的使用状态，则电子内窥镜转入减少 LED 的亮灯时间或消耗电流的低功耗模式，也可以进行功耗的削减。

并且，在有线传送时，电子内窥镜和处理器装置一定通过电缆连接，所以在电缆中设置电源供给线，在处理器装置中设置电源供给单元，即使在电池的余量变少时，也可以经由电缆向电子内窥镜提供电力，可以长时间使用电子内窥镜。另外，也可以把提供给电子内窥镜的电力提供

给可以充电的电池，进行电池充电。这样，在有线传送时从处理器装置提供电力，所以进行 LED 的亮灯量的增加和增益的增加，不受功耗的使用限制，可以使内窥镜图像的明亮度优先。

也可以根据无线传送时和有线传送时的使用情况，对电子内窥镜设置使明亮度优先的有线传送模式和使削减功耗优先的无线传送模式的各自的动作模式，通过切换动作模式，提高电子内窥镜装置的使用便利性。

另外，图 6 是表示用于削减处理器装置的功耗的结构的方框图。处理器装置构成为具有作为无线传送用的电路的第 1LNA 31、第 1 解调电路 32、第 1AD 转换电路 33 和影像处理电路 24。并且，处理器装置具有电缆连接检测电路 25，处理器装置构成为还具有作为患者电路的患者电路用电源 30、第 2LNA 34、第 2 解调电路 35、第 2AD 转换电路 36 和绝缘电路 37。患者电路用电源 30 向第 2LNA 34、第 2 解调电路 35、第 2AD 转换电路 36 和绝缘电路 37 提供电力。根据图 6 所示的结构，在无线传送时，根据设于处理器装置的电缆连接检测电路 25 的检测结果，切断不使用的患者电路的患者电路用电源，可以实现处理器装置的功耗削减。

本发明不限于上述实施方式，可以在不改变本发明宗旨的范围内进行各种变更和修改等。

[附记]

(附记 1)

一种电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置包括：

电子内窥镜，其具有用于通过无线和有线传送由摄像元件获得的摄像信号的传送电路；

处理器装置，其具有用于接收通过无线和有线所传送的所述摄像信号的接收电路，并且根据所述摄像信号生成影像信号；以及

校正单元，其设在用于从所述电子内窥镜向所述处理器装置有线传送所述摄像信号的电缆上，校正所述有线传送时的所述摄像信号的振幅。

(附记 2)

根据附记 1 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置包括：

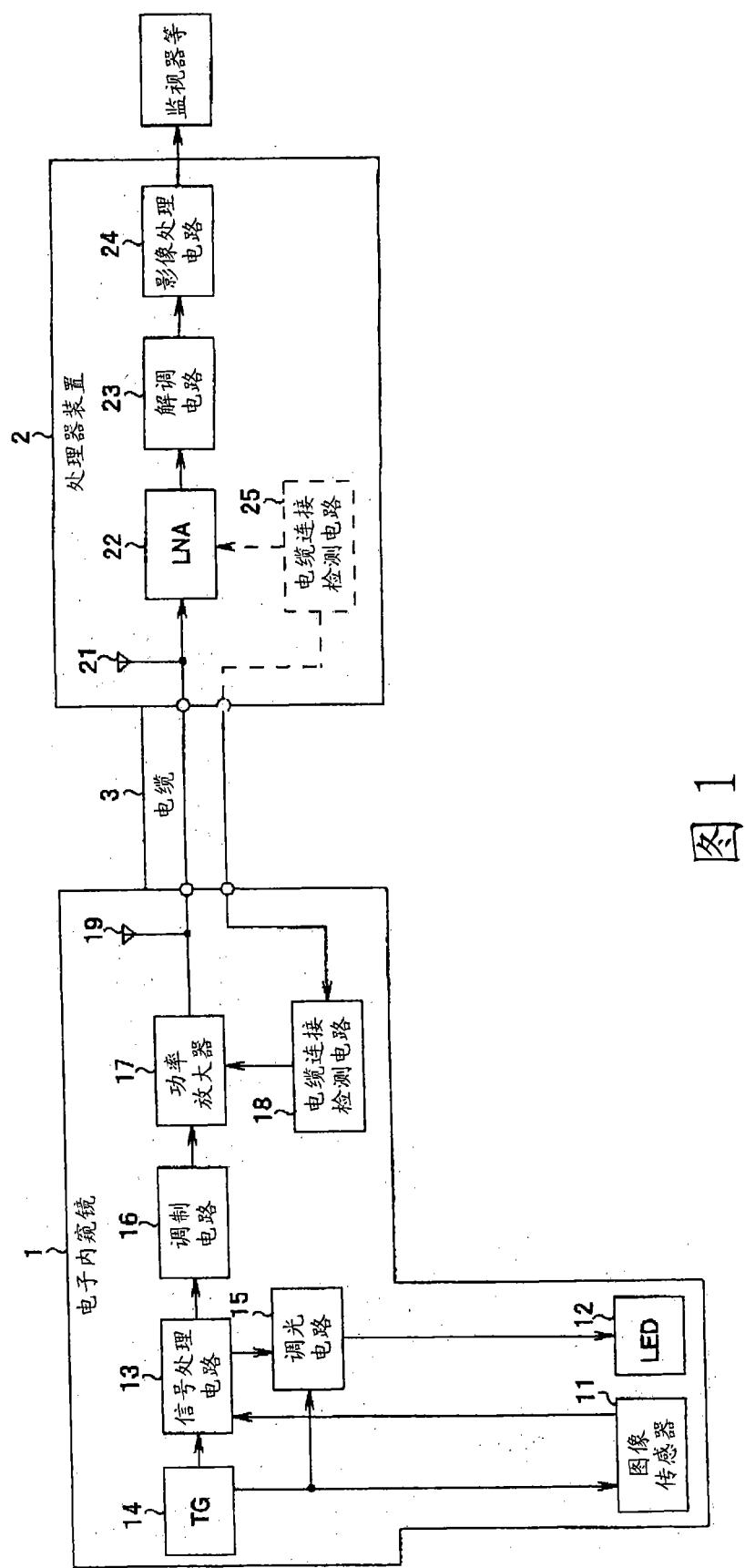
检测所述电缆的连接的电缆连接检测单元；

切换单元，其对所述传送电路的输出连接到用于通过所述无线进行传送的天线上还是用于通过所述有线进行传送的所述电缆上进行切换，

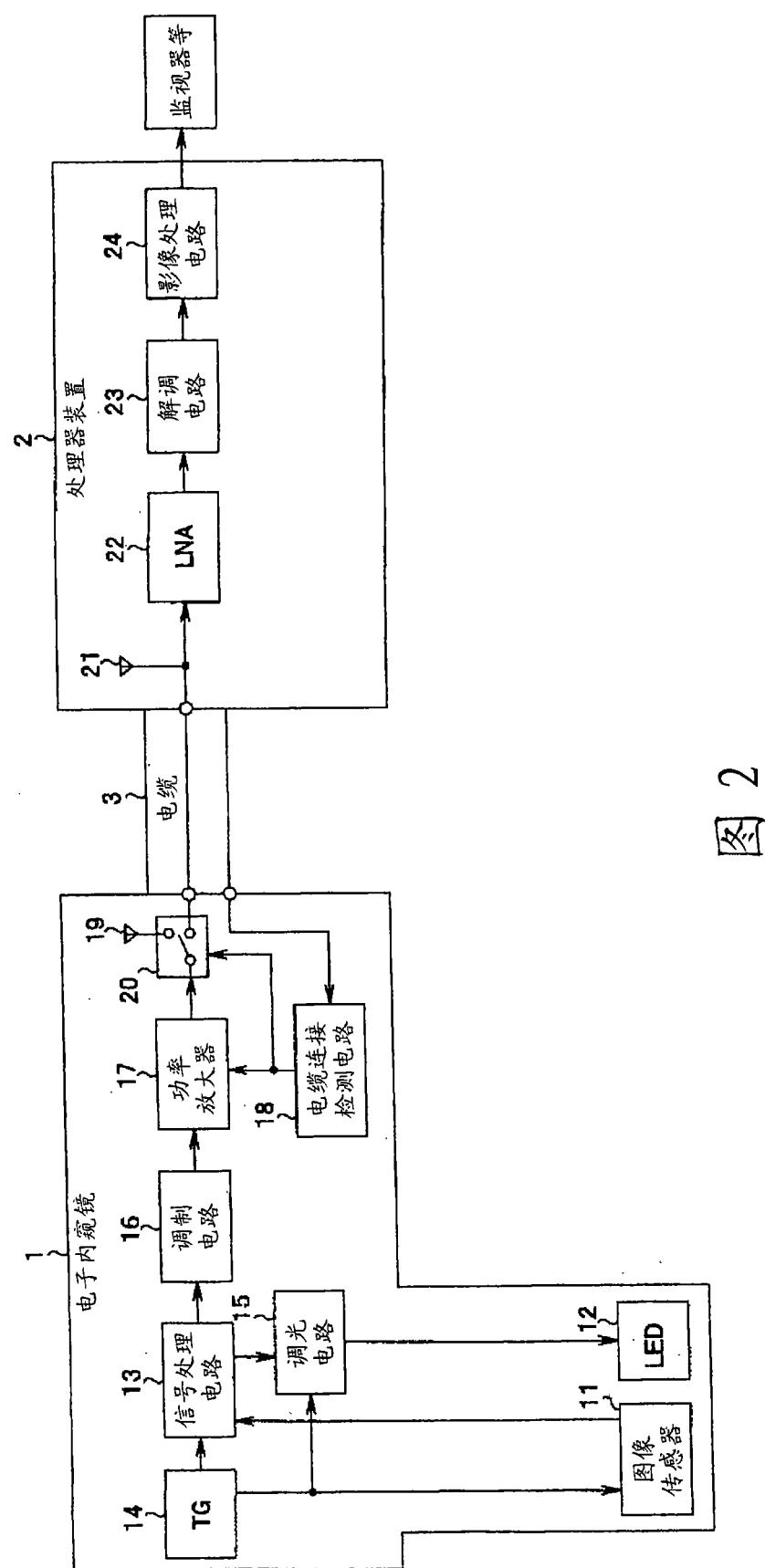
所述切换单元根据来自所述电缆连接检测单元的表示所述电缆的连接的检测信号，对连接到用于通过所述无线进行传送的天线上还是连接到用于通过所述有线进行传送的所述电缆上进行切换。

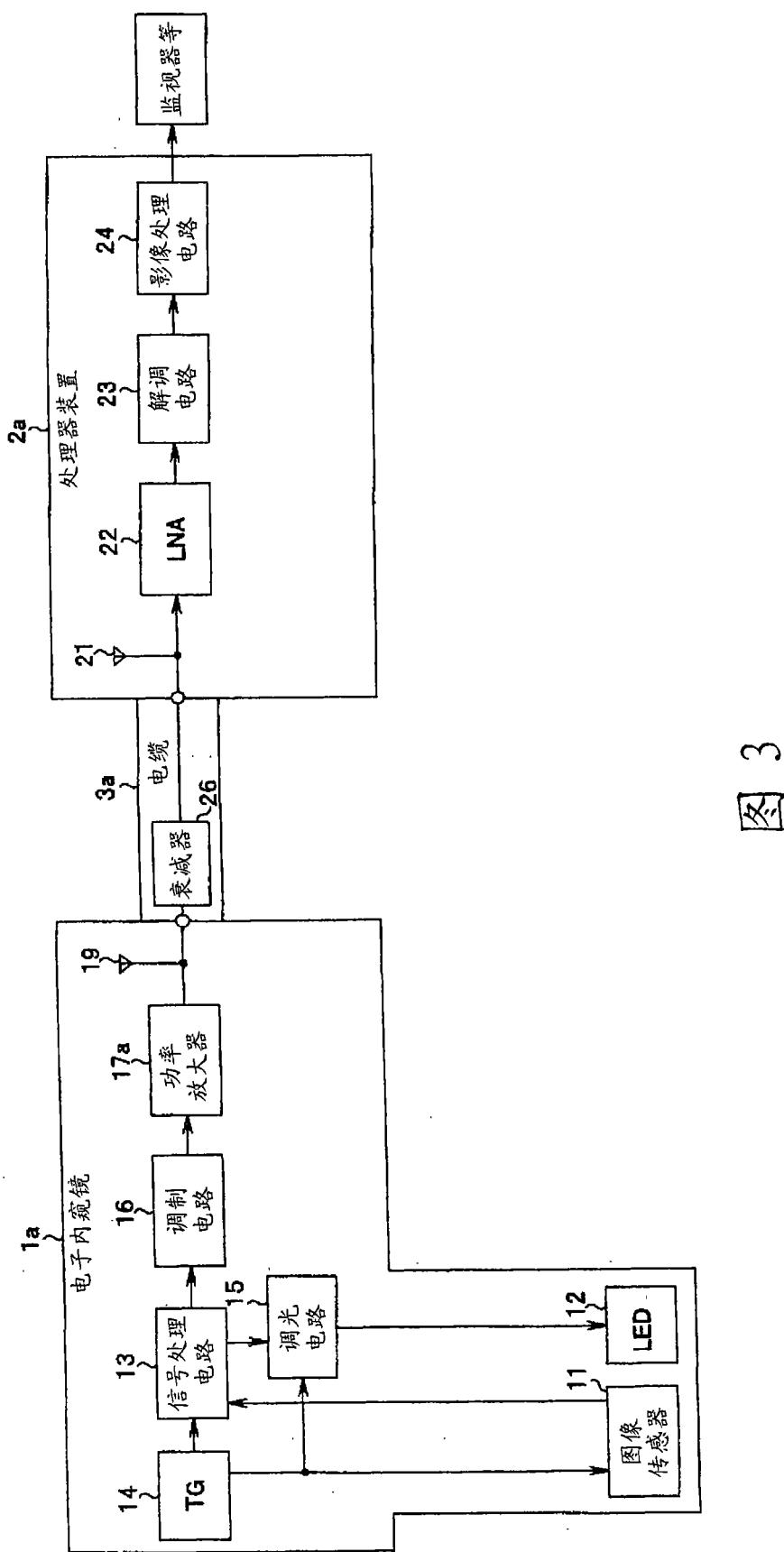
(附记 3)

根据附记 1 或 2 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，所述电子内窥镜和所述处理器装置的用于通过所述无线进行传送的天线可以装卸，并可以安装在用于通过所述有线进行传送的所述电缆用连接器上。



1





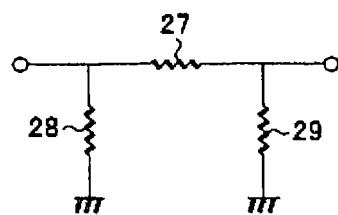
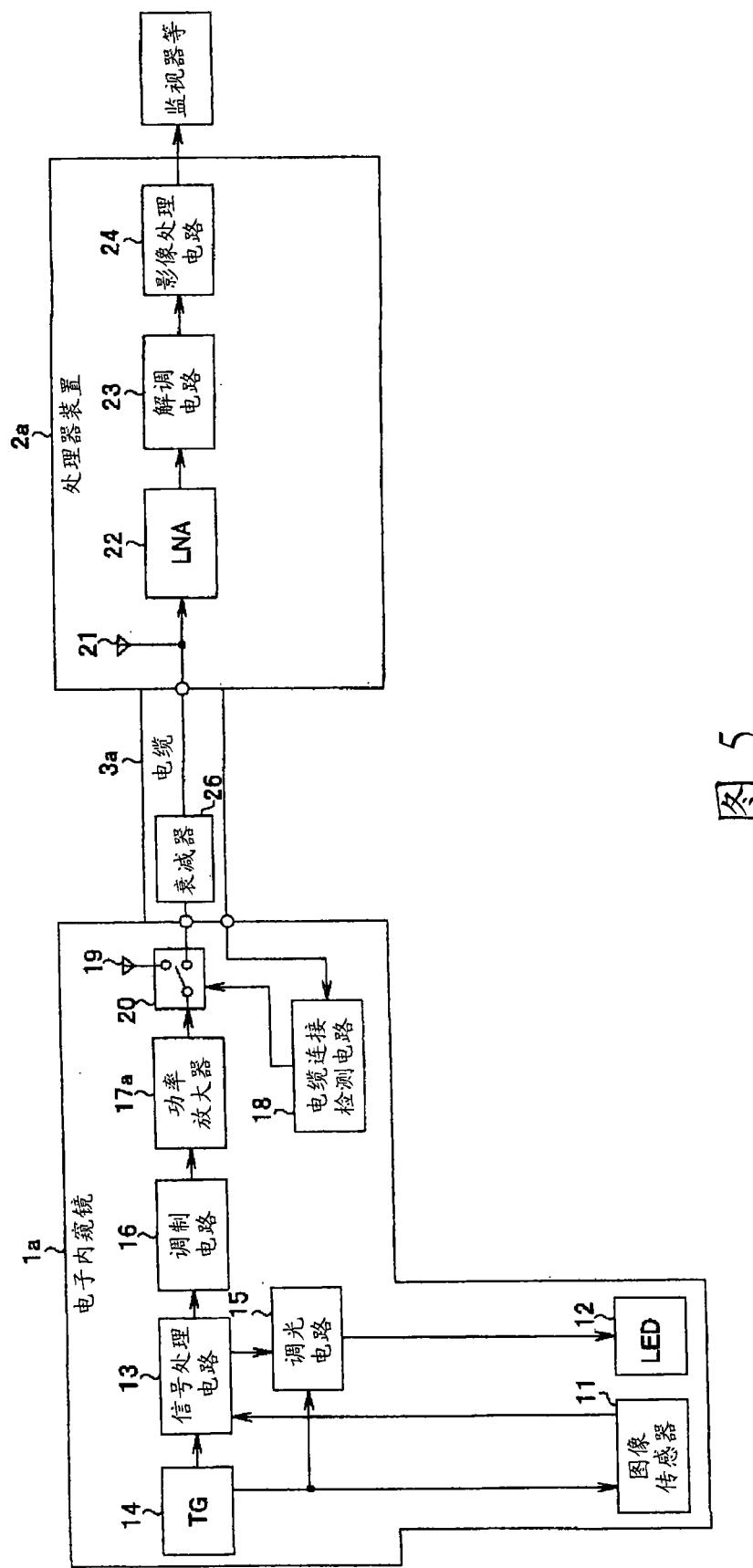
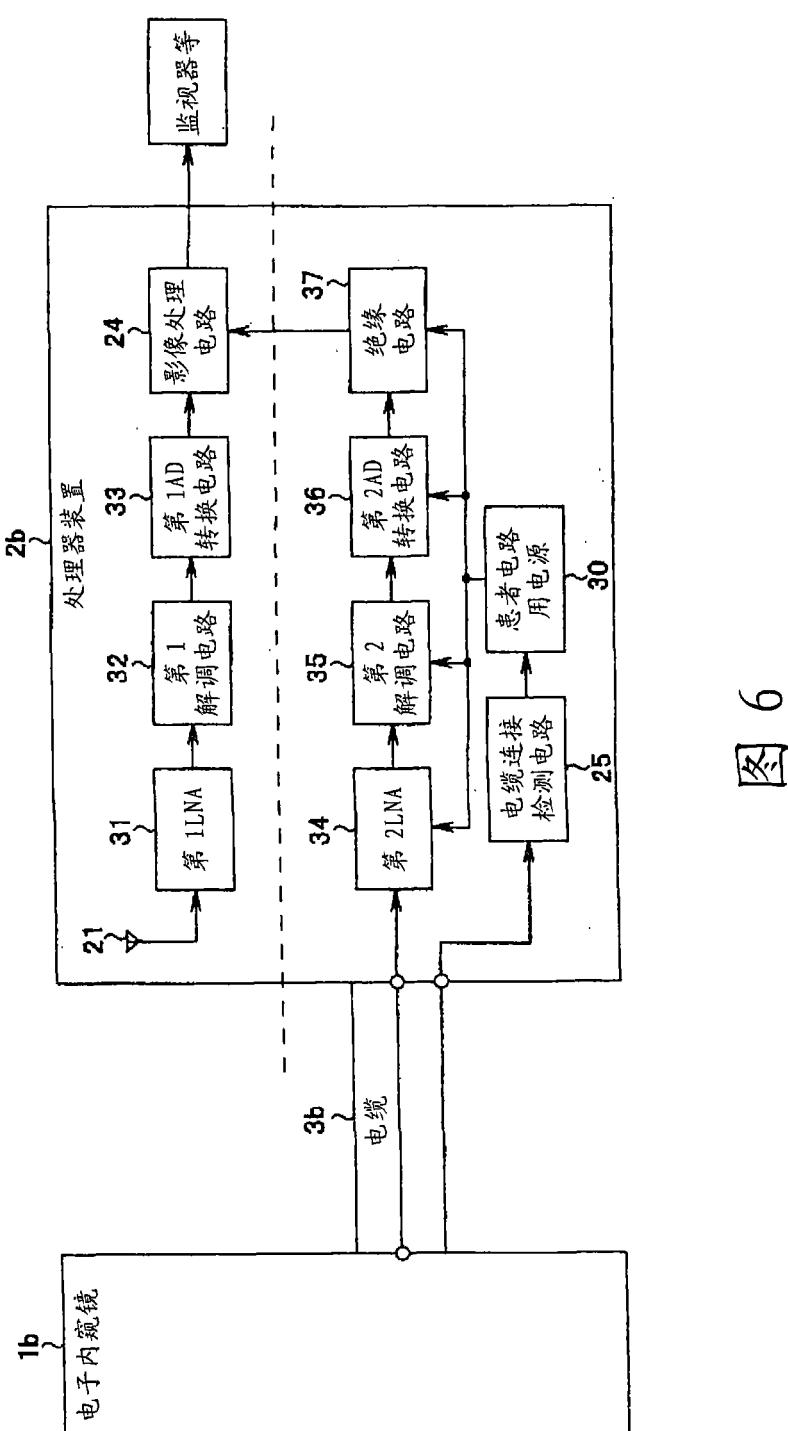


图 4





专利名称(译)	电子内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101288581A	公开(公告)日	2008-10-22
申请号	CN200810092504.5	申请日	2008-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	仁井田巧一 本多武道 山下真司 齐藤克行		
发明人	仁井田巧一 本多武道 山下真司 齐藤克行		
IPC分类号	A61B1/04 H04N7/00 G02B23/24 A61B1/00 A61B1/06 H04N7/18		
CPC分类号	H04N5/23203 H04N7/183 H04N2005/2255 H04N5/232 H04N5/23241 A61B1/05 A61B1/00011 A61B1/00016 A61B1/00018		
优先权	2007112123 2007-04-20 JP		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种电子内窥镜装置，该电子内窥镜装置可以优化有线传送时和无线传送时的各自传送增益的设定，所以能够降低有线传送时和无线传送时的传送不良的发生。电子内窥镜装置具有：电子内窥镜(1)，其具有通过无线和有线传送由图像传感器(11)获得的摄像信号的功率放大器(17)；以及低噪声放大器(22)，其用于接收通过无线和有线传送的摄像信号。还具有：根据摄像信号生成影像信号的处理器装置(2)；电缆连接检测电路(17)，其在检测到电子内窥镜(1)和处理器装置(2)之间连接有用于通过有线传送摄像信号的电缆时，变更功率放大器(17)的增益或低噪声放大器(22)的增益。

