



(45)授权公告日 2018.07.17

审查员 孙颖

1. 一种内窥镜设备,其特征在于,包括:

影像信号产生部,连接于电线的一端,为了可以通过上述电线传送关于人体内部的影像信号,根据长距离传送协议变换上述影像信号,以传送变换影像信号;

信号处理部,连接于上述电线的另一端,接收通过上述电线传送的上述变换影像信号,并将上述变换影像信号变换为上述影像信号;

CPU,输出根据对上述影像信号的用户界面及使用者对上述用户界面的操作的动作控制信号;以及

影像处理部,将用户界面重叠到从上述信号处理部输出的上述影像信号之上,并根据上述动作处理信号处理上述影像信号。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜设备,其特征在于,还包括:

监控部,对上述信号处理部,上述CPU及上述影像处理部中至少一个进行实时监控,并根据上述至少一个的状态值对至少一个进行重置。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜设备,其特征在于,当上述CPU对上述影像信号进行影像处理时,由上述影像处理部对上述影像信号进行的影像处理速度要比由上述CPU进行的影像处理的速度更加快速。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜设备,其特征在于,上述CPU将数据库或本地值表的疾病显示影像数据和上述影像信号进行匹配,并且上述匹配结果被重叠到通过上述影像处理部处理的上述影像信号之上。

5. 根据权利要求3所述的内窥镜设备,其特征在于,上述CPU输出可以从上述影像处理部的多个过滤器中选择一个过滤器的处理控制信号,

根据上述处理控制信号选择的过滤器要比上述CPU的影像处理速度更加快速地处理上述影像信号。

6. 根据权利要求2所述的内窥镜设备,其特征在于,

上述监控部,从CPU接收上述动作控制信号或接收用于控制上述影像信号的传送或变换的处理控制信号,将对应上述动作控制信号或上述处理控制信号的控制命令传送至信号传送部,信号处理部或影像处理部中至少一个。

7. 一种内窥镜设备,其特征在于,包括:

影像信号产生部,连接于电线的一端,为了可以通过上述电线传送每秒n帧的对人体内部的影像信号和每秒m帧的对上述人体内部的附加影像信号,根据长距离传送协议变换为变换影像信号并进行传送;

信号处理部,连接于上述电线的另一端,将通过上述电线传送的变换影像信号变换为上述影像信号和上述附加影像信号,上述影像信号和上述附加影像信号分别通过第一传送路径和第二传送路径进行传送;

CPU,将通过上述第二路径传送的上述附加影像信号相对于在上述第一传送路径的上述影像信号的传送速度低速进行传送;以及

影像处理部,将通过上述第一传送路径传送的上述影像信号和由上述CPU输出的上述附加影像信号进行重叠。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜设备,其特征在于,上述影像信号产生部包括:

影像传感部,产生上述影像信号;

附加影像传感部,产生上述附加影像信号;

串行化器,将上述影像信号和上述附加影像信号进行合并以产生串行信号;以及
信号传送部,连接于上述电线的一端,为了可以通过上述电线传送上述串行信号,根据长距离传送协议将上述串行信号变换成上述变换影像信号并进行传送。

9.根据权利要求8所述的内窥镜设备,其特征在于,上述信号处理部包括:

信号接收部,连接于上述电线的另一端,通过上述电线接收上述变换影像信号并将其变换成上述串行信号;

解串行化器,将上述串行信号分解成上述影像信号和上述附加影像信号;

路径形成部,将影像信号输出到上述第一传送路径,将上述附加影像信号输出到上述第二传送路径。

10.根据权利要求7所述的内窥镜设备,其特征在于,还包括:

监控部,对上述信号处理,上述CPU及上述影像处理部中至少一个进行实时监控,根据上述至少一个的状态值对上述至少一个进行重置。

11.根据权利要求7所述的内窥镜设备,其特征在于,上述第一传送路径的上述影像信号的传送速度要比上述第二传送路径的上述附加影像信号的传送速度更加快速。

12.根据权利要求7所述的内窥镜设备,其特征在于,上述第一传送路径的上述影像信号的波带宽要比上述第二传送路径的上述附加影像信号的波带宽更加宽广。

13.根据权利要求7所述的内窥镜设备,其特征在于,上述CPU对上述影像信号进行影像处理时,由上述影像处理部对上述影像信号进行的影像处理速度要比由上述CPU进行的影像处理速度更加快速。

14.根据权利要求13所述的内窥镜设备,其特征在于,上述CPU将数据库或本地值表的疾病显示影像数据和上述影像信号进行匹配,并且上述匹配结果被重叠到通过上述影像处理部处理的上述影像信号之上。

15.根据权利要求13所述的内窥镜设备,其特征在于,上述CPU输出可以从上述影像处理部的多个过滤器中选择一个过滤器的处理控制信号,

根据上述处理控制信号选择的过滤器要比上述CPU的影像处理速度更加快速地处理上述影像信号及上述附加影像信号中的至少一个。

16.根据权利要求1或者权利要求7所述的内窥镜设备,其特征在于,还包括:放光部,对上述人体内部照射光,

上述影像信号产生部包括:影像传感部,产生上述影像信号,当超出上述影像传感部可以接受的光量时,上述CPU控制上述放光部减少光的强度。

17.根据权利要求1或者权利要求7所述的内窥镜设备,其特征在于,

上述影像信号产生部还包括:

第一变换部,将上述变换影像信号变换成模拟信号并将其传送至上述电线的一端,

上述信号处理部还包括:

第二变换部,将通过上述电线的另一端传送的上述模拟信号变换成数字信号形态的上述变换影像信号。

18.根据权利要求1或者权利要求7所述的内窥镜设备,其特征在于,上述电线为同轴电线或者是双绞线。

19. 根据权利要求7所述的内窥镜设备,其特征在于,

上述CPU输出根据对上述影像信号或上述附加影像信号中至少一个的用户界面和使用者对上述用户界面的操作的动作控制信号,

上述影像处理部将上述影像信号及上述附加影像信号与上述用户界面一起进行重叠,并根据上述动作控制信号对上述影像信号或上述附加影像信号中至少一个进行处理。

20. 根据权利要求10所述的内窥镜设备,其特征在于,

上述监控部,从上述CPU接收的动作控制信号或接收用于控制上述影像信号的传送或变换的处理控制信号,将对应上述动作控制信号或上述处理控制信号的控制命令传送至上述信号传送部,信号处理部或影像处理部中至少一个。

21. 根据权利要求8所述的内窥镜设备,其特征在于,

上述影像传感部产生每秒 n 帧的上述影像信号,

上述附加影像传感部产生每秒 m 帧的上述附加影像信号,

上述 m 小于上述 n 。

内窥镜设备及内窥镜设备的影像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜设备及内窥镜设备的影像处理方法。

背景技术

[0002] 内窥镜设备可以在手术或检查过程中将人体内部的影像提供给医生,由于医生可以确认影像因此能稳定准确的进行手术或检查过程。

[0003] 近来,内窥镜设备不仅被要求单纯的提供影像,对提供多样的功能的要求也在增加中。

[0004] 因此,正在进行对既能高速处理影像,又能提供多样的功能的内窥镜设备的研究。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 韩国公开专利第10-2007-0071556号(公开日:2007年7月4日)

发明内容

[0008] 技术问题

[0009] 本发明的内窥镜设备及内窥镜设备的影像处理方法既能提供影像的高速处理又能提供多样的功能。

[0010] 本发明的内窥镜设备及内窥镜设备的影像处理方法通过处理影像信号及附加影像信号,以提供影像信号的高速处理。

[0011] 本发明的问题并不局限于如上提及的问题,本发明所属技术领域的普通技术人员可以从以下的记载中明确地理解未提及的其他问题。

[0012] 解决问题的手段

[0013] 用于实现上述目的本发明的内窥镜设备,包括:

[0014] 影像信号产生部,连接于电线的一端,为了可以通过上述电线传送关于人体内部的影像信号,根据长距离传送协议变换上述影像信号,以传送变换影像信号;信号处理部,连接于上述电线的另一端,接收通过上述电线传送的上述变换影像信号,并将上述变换影像信号变换为上述影像信号;CPU,输出根据对上述影像信号的用户界面及使用者对上述用户界面的操作的动作控制信号;以及影像处理部,将用户界面重叠到从上述信号处理部输出的上述影像信号之上,并根据上述动作处理信号处理上述影像信号。

[0015] 而且,还包括监控部,对上述信号处理部,上述CPU及上述影像处理部中至少一个进行实时监控,并根据上述至少一个的状态值对至少一个进行重置。

[0016] 而且,当上述CPU对上述影像信号进行影像处理时,由上述影像处理部对上述影像信号进行的影像处理速度要比由上述CPU进行的影像处理的速度更加快速。

[0017] 而且,上述CPU将数据库或local table的疾病显示影像数据和上述影像信号进行匹配,并且上述匹配结果被重叠到通过上述影像处理部处理的上述影像信号之上。

[0018] 而且,上述CPU输出可以从上述影像处理部的多个过滤器中选择一个过滤器的处

理控制信号,根据上述处理控制信号选择的过滤器要比上述CPU的影像处理速度更加快速的处理上述影像信号。

[0019] 而且,上述监控部,从CPU接收上述动作控制信号或接收用于控制上述影像信号的传送或变换的处理控制信号,将对应上述动作控制信号或上述处理控制信号的控制命令传送至上述信号传送部,信号处理部或影像处理部中至少一个。

[0020] 用于实现上述目的的本发明的内窥镜设备,包括:

[0021] 影像信号产生部,连接于电线的一端,为了可以通过上述电线传送每秒n帧的对人体内部的影像信号和每秒m帧的对上述人体内部的附加影像信号,根据长具体传送协议变换为变换影像信号并进行传送;信号处理部,连接于上述电线的另一端,将通过上述电线传送的变换影像信号变换为上述影像信号和上述附加影像信号,上述影像信号和上述附加影像信号分别通过第一传送路径和第二传送路径进行传送;CPU,将通过上述第二路径传送的上述附加影像信号相对于在上述第一传送路径的上述影像信号的传送速度低速进行传送;以及影像处理部,将通过上述第一传送路径传送的上述影像信号和由上述CPU输出的上述附加影像信号进行重叠。

[0022] 而且,上述影像信号产生部包括:

[0023] 影像传感部,产生上述影像信号;附加影像传感部,产生上述附加影像信号;串行化器,将上述影像信号和上述附加影像信号进行合并以产生串行信号;以及信号传送部,连接于上述电线的一端,为了可以通过上述电线传送上述串行信号,根据长距离传送协议将上述串行信号变换成上述变换影像信号并进行传送。

[0024] 而且,上述信号处理部包括:信号接收部,连接于上述电线的另一端,通过上述电线接收上述变换影像信号并将其变换成上述串行信号;解串行化器,将上述串行信号分解成上述影像信号和上述附加影像信号;路径形成部,将影像信号输出到上述第一传送路径,将上述附加影像信号输出到上述第二传送路径。

[0025] 而且,还包括:监控部,对上述信号处理,上述CPU及上述影像处理部中至少一个进行实时监控,根据上述至少一个的状态值对上述至少一个进行重置。而且,上述第一传送路径的上述影像信号的传送速度要比上述第二传送路径的上述附加影像信号的传送速度更加快速。

[0026] 而且,上述第一传送路径的上述影像信号的波带宽要比上述第二传送路径的上述附加影像信号的波带宽更加宽广。

[0027] 而且,上述CPU对上述影像信号进行影像处理时,由上述影像处理部对上述影像信号进行的影像处理速度要比由上述CPU进行的影像处理速度更加快速。

[0028] 而且,上述CPU将数据库或local table的疾病显示影像数据和上述影像信号进行匹配,并且上述匹配结果被重叠到通过上述影像处理部处理的上述影像信号之上。

[0029] 而且,根据权利要求13所述的内窥镜设备,其特征在于,上述CPU输出可以从上述影像处理部的多个过滤器中选择一个过滤器的处理控制信号,根据上述处理控制信号选择的过滤器要比上述CPU的影像处理速度更加快速的处理上述影像信号或上述附加影像信号中的至少一个。

[0030] 而且,本发明的内窥镜设备还包括:放光部,对上述人体内部照射光,上述影像信号产生部包括:影像传感部,产生上述影像信号,当超出上述影像传感部可以接受的光量

时,上述CPU控制上述放光部减少光的强度。

[0031] 而且,上述影像信号产生部还包括:第一变换部,将上述变换影像信号变换成模拟信号并将其传送至上述电线的一端,上述影像信号处理部还包括:第二变换部,将通过上述电线的另一端传送的上述模拟信号变换成数字信号形态的上述变换影像信号。

[0032] 而且,上述电线为同轴电线或者是双绞线。

[0033] 而且,上述CPU输出根据对上述影像信号或上述附加影像信号中至少一个的用户界面和使用者对上述用户界面的操作的动作控制信号,上述影像处理部将上述影像信号及上述附加影像信号与上述用户界面一起进行重叠,并根据上述动作控制信号对上述影像信号或上述附加影像信号中至少一个进行处理。

[0034] 而且,上述监控部,从CPU接收上述动作控制信号或接收用于控制上述影像信号的传送或变换的处理控制信号,将对应上述动作控制信号或上述处理控制信号的控制命令传送至上述信号传送部,信号处理部或影像处理部中至少一个。

[0035] 而且,上述影像传感部产生每秒n帧的上述影像信号,上述附加影像传感部产生每秒m帧的上述附加影像信号,上述m小于上述n。

[0036] 发明的效果

[0037] 本发明的内窥镜设备及内窥镜设备的影像处理方法通过区分对影像信号和用户界面的处理路径,提供影像的高速处理及多样的功能。

[0038] 本发明的内窥镜设备及内窥镜设备的影像处理方法通过将影像信号及附加影像信号通过不同的路径进行处理,提供影像信号的高速处理。

[0039] 本发明的效果并不局限于以上所述的效果,本发明所属技术领域的普通技术人员可以从本发明的保护范围的记载中明确地理解未提及的其他效果。

附图说明

[0040] 图1为表示本发明的第一实施例及第二实施例的内窥镜设备的外观图。

[0041] 图2及图3为表示本发明的第一实施例的内窥镜的方框图。

[0042] 图4及图5为表示本发明的第二实施例的内窥镜的方框图。

[0043] 图6及图7为表示串行化器及解串行化器的动作图。

[0044] 图8及图9为本发明的第三实施例及第四实施例的内窥镜的影像处理方法的顺序图。

[0045] 附图标记的说明

[0046] 100:影像信号产生部

[0047] 110:信号传送部

[0048] 120:影像传感部

[0049] 130:放光部 (130)

[0050] 140:附加影像传感部 (140)

[0051] 150:串行化器 (serializer)

[0052] 151:MUX (multiplexer)

[0053] 160:第一变换部

[0054] 200:信号处理部

- [0055] 210:信号接收部
- [0056] 220:解串行化器(deserializer)
- [0057] 221:DEMUX (demultiplexer)
- [0058] 230:路径形成部
- [0059] 240:第二变换部
- [0060] 300:CPU
- [0061] 310:第一存储器
- [0062] 330:第二存储器
- [0063] 400:影像处理部
- [0064] 500:电线
- [0065] 600:视频接口
- [0066] 700:监控部
- [0067] 750:输入部
- [0068] 800:显示部

具体实施方式

[0069] 以下,参照附图对能够具体实现本发明目的的本发明的优选实施例进行详细说明。在对本实施例进行说明的过程中,对于相同的结构使用相同的名称及相同的附图标记,并省略对此的附加说明。

[0070] 接下来参考附图对本发明的第一及第二实施例的内窥镜设备进行说明。

[0071] 图1为表示本发明的第一实施例及第二实施例的内窥镜设备的外观图。如图一所示,图1所示的外观包括连接于本发明的第一实施例及第二实施例的内窥镜设备的电线500的一端的影像信号产生部100。

[0072] 影像信号产生部100可以包括影像传感部(未图示)或附加影像传感部(未图示)。对于影像传感部及附加影像传感部将在后面内容中进行详细说明。

[0073] 影像信号产生部100可以连接于内部具备镜头组的望远镜10。望远镜10内部可以具备可以将放光部的光传导到影像传感部或附加影像传感部的光导向部。

[0074] 本体20连接于电线500的另一端,可以设置用于处理影像信号或附加影像信号的硬件或软件中至少一个的组成部件。对于影像信号或附加影像信号将在后面参考附图进行详细说明。

[0075] 图1所示的外观仅为本发明的第一实施例及第二实施例的内窥镜设备的外观的一个个例,并不限于以上提及的外观。

[0076] 图2及图3为表示本发明的第一实施例的内窥镜设备的方框图。本发明的第二实施例的内窥镜设备的方框图将参考图4及图5进行详细说明。

[0077] 如图2所示,本发明的第一实施例的内窥镜设备包括影像信号产生部100,信号处理部200,CPU300以及影像处理部400。

[0078] 影像信号产生部100包括信号传送部110,信号传送部110连接于电线的一端,为了可以通过电线500传送关于人体内部的影像信号IMAGE 1,根据长距离传送协议变换影像信号IMAGE 1,以传送变换影像信号IMAGE 1'。

[0079] 影像信号产生部100包括产生影像信号IMAGE 1的影像传感部120,影像传感部120包括CCD元件或COMS元件。

[0080] 并且,影像信号产生部100包括当影像信号产生部100插入到人体内部时照射出光的放光部130。这种放光部130可以包括LED,并在CPU300的控制下光量可以被调节。

[0081] 信号传送部110,为了通过数米长的电线500传送影像信号IMAGE 1,可以将影像信号IMAGE 1变换为USB(universal serial bus)协议,但长距离传送用协议不限于USB协议。

[0082] 内窥镜设备通过显示部800快速并准确的显示人体内部的影像,以对医生进行的手术或检查提供帮助。对此以后将详细说明。

[0083] 由此可见,从影像传感部120产生影像信号IMAGE 1,到通过显示部800显示影像信号所需的时间越短内窥镜设备的性能越好。内窥镜设备包括的电线500的长度在数米左右,在内窥镜设备的影像处理观点上电线500的这种长度属于长距离。

[0084] 影像信号IMAGE 1在通过数米长的电线500进行传送时,由于影像信号的遗漏或变形,影像无法在显示部800快速并准确的被示出。

[0085] 为了防止这种情况的发生,本发明的内窥镜设备根据长距离传送协议将影像信号IMAGE 1变换为变换影像信号IMAGE 1',由此可以快速并准确的显示人体内部的影像。

[0086] 另外,信号处理部200连接于电线500的另一端,接收通过电线500传送的变换影像信号IMAGE 1',并将变换影像信号IMAGE 1'变换为影像信号IMAGE1。

[0087] CPU300输出根据对影像信号的用户界面(user interface)及使用者对用户界面的操作的动作控制信号。用户界面包括目录,并且用于内窥镜设备的动作控制及对显示部800显示的影像的处理。通过用户界面进行的影像处理可以是影像的扩大或缩小,锐利度(sharpness)或弯度的变化等,但并不限于上述的影像处理。

[0088] 虽然附图中并未图示CPU300可以包括用于储存用户界面的数据的储存器(未图示)。

[0089] 影像处理部400将用户界面重叠(overlapping)到从信号处理部200输出的影像信号IMAGE 1之上,并根据动作处理信号处理影像信号IMAGE 1。

[0090] 信号传送部110,信号处理部200以及影像处理部400中至少有一个可以由FPGA(field-programmable gate array)体现,但并不限于此。

[0091] FPGA是可编程的非储存器的一种,与不可以变更回路的一般半导体不同可以根据用途变更回路。FPGA可以通过属于硬件元素的开关(switching)元件的动作体现所需的回路,因此比影像信号IMAGE 1由软件进行传送或处理时要更加高速的被传送或处理。

[0092] 影像处理部400可以将被重叠的影像信号和用户界面通过视频接口600传送到显示部800。视频接口600可以是VGA(Video Graphics Array),DVI(Digital Visual Interface),HDMI(High Definition Multimedia Interface), 또는 LVDS(Low Voltage Differential Signaling),但并不限于上述内容。

[0093] 本发明的第一实施例的内窥镜设备的用户界面的处理路径和影像信号IMAGE 1的处理路径可以不同。即,本发明的第一实施例的内窥镜设备由CPU300处理用户界面,由信号传送部110,信号处理部200以及影像处理部400处理影像信号IMAGE 1。

[0094] 医生可以边观看由内窥镜设备产生的影像边对患者进行手术,医生需要及时观看

进行手术的人体内部的情况的影像,以实施正确的手术。

[0095] 如果医生在手术过程中无法立即通过影像观看人体内部的模样,在医生发生意外失误时医生将无法认知失误。

[0096] 因此,内窥镜设备需要高速处理人体内部的影像信号IMAGE 1并通过显示部800(如显示屏)进行显示。相反的用户界面的处理即使慢于对人体内部的影像信号IMAGE 1的影像处理,也不会对手术过程引起影响。

[0097] 如本发明的第一实施例的内窥镜设备,信号传送部110,信号处理部200及影像处理部400高速处理影像信号IMAGE 1,而CPU300相对的低速的处理用户界面,由此影像处理部400可以将影像信号IMAGE 1和用户界面进行重叠。

[0098] 由此,医生可以通过显示部800观看被重叠的影像信号IMAGE 1和用户界面,因此医生很少或几乎感觉不到由于影像信号IMAGE 1的处理过程中发生的时间延迟,并通过对用户界面的操作可以使用内窥镜设备的多种功能。

[0099] 另外,图3显示的本发明的第一实施例的内窥镜设备可以包括监控部700。监控部700可以对信号处理部200,CPU300及影像处理部400中至少一个进行实时监控。此时,监控部700通过上述至少一个的状态值对上述至少一个进行重置(reset)。

[0100] 由于内窥镜设备用于医疗影像信号IMAGE 1的处理,因此需要时刻保持稳定。例如,如果手术过程中医生无法观看人体内部的影像手术过程将无法顺利的进行。

[0101] 因此,监控部700需要对处理影像和用户界面的信号处理部200,影像处理部400及CPU300中至少一个实施实时监控。例如,监控部700每1ms接收信号处理部200,影像处理部400及CPU300中至少一个的状态值,但接收状态值的周期可以大于或小于1ms。

[0102] 监控部700对出现非正常或错误的状态值的有关构成要素进行重置,以使非正常影像处理或用户界面的处理时间缩短或最少化。

[0103] 同时,监控部700可以根据传送影像信号IMAGE 1的信号传送部110的状态值重置信号传送部110。

[0104] 相对于CPU300监控部700执行更为单纯的功能,因此可以以Micro Control Unit形态或firmware形态来构成。

[0105] 另外,监控部700从CPU300接收动作控制信号或处理控制信号,将对应于动作控制信号或处理控制信号的控制命令传送至信号传送部110,信号处理部200及影像处理部400中的至少一个。

[0106] 此时,监控部700的控制命令可以与CPU300输出的动作控制信号或处理控制信号相同,并且由监控部700变换成对应于信号传送部110,信号处理部200及影像处理部400中至少一个的控制命令。

[0107] 此时,处理控制信号可以是用于控制信号传送部110,信号处理部200及影像处理部400中至少一个进行的影像信号IMAGE 1的传送,变换或影像重叠的信号,但并不限于此。

[0108] CPU300虽然不能实时确认对信号传送部110,信号处理部200及影像处理部400中至少一个的现在状态(例如,故障,异常动作或者正常动作等),但监控部700可以对上述中至少一个进行实时监控。

[0109] 因此,CPU300将动作控制信号或处理控制信号传送至监控部700,监控部700将对

应动作控制信号或处理控制信号的控制命令传送至上述至少一个。

[0110] 如果上述至少一个的构成要素出现故障或异常动作时,即使CPU300传送动作控制信号或处理控制信号,监控部700在重置出现故障或异常动作的构成要素后通报至CPU300,使CPU300的构成要素做出对应于出现故障或异常动作的动作。

[0111] 即,图2显示的本发明的第一实施例的内窥镜设备不包括监控部700,CPU300将动作控制信号或处理控制信号传送至信号传送部110,信号处理部200及影像处理部400中至少一个。

[0112] 由于CPU300控制内窥镜设备整体的动作因此处理计算量庞大,对信号传送部110,信号处理部200及影像处理部400进行实时监控的能力有限,但图3显示的内窥镜设备通过不同于CPU300的监控部700掌握实时的动作状态,因此内窥镜设备的动作稳定性大大提高。

[0113] 另外,如图2及图3显示,当CPU300对影像信号IMAGE 1进行影像处理时,影像处理部400对影像信号IMAGE 1的处理速度要比CPU300的影像处理速度要更加快速。

[0114] 不论影像处理部400还是CPU300都可以进行影像信号IMAGE 1的影像处理。此时,CPU300进行对计算量大的影像的处理,而影像处理部400需要高速处理影像,因此可以对相对于CPU300处理的影像要简单的影像进行处理。

[0115] 例如,CPU300对数据库(database)(未图示)或local table(未图示)的疾病显示影像数据和影像信号IMAGE 1进行模式匹配(pattern matching),将匹配的结果重叠到由影像处理部400进行处理的影像信号IMAGE 1之上。

[0116] 此时,数据库或local table可以储存于CPU300所具备的储存器中,或通过网络储存于可以链接的远程储存装置中。

[0117] 数据库或local table可以提前储存人体内部的多种疾病的影像。此时,当本发明的第一实施例的内窥镜设备产生包括特定疾病的影像的影像信号IMAGE 1时CPU300将影像信号IMAGE 1与数据库或local table中储存的影像进行比较从而选择与影像信号IMAGE 1类似的影像。

[0118] CPU300将影像信号IMAGE 1和提前储存的影像的特定点进行比较或选出特点等动作需要大的计算量,因此处理速度将减缓。

[0119] 另外,CPU300输出选择影像处理部400的多个过滤器(filter)中的至少一个的处理控制信号,根据处理控制信号选择的过滤器要比CPU300的影像处理速度更加快速的处理影像信号IMAGE 1。

[0120] 此时,图2的CPU300将用于过滤器选择的处理控制信号输出到影像处理部400。而且,图3的CPU300将用于过滤器选择的处理控制信号输出到监控部700,监控部700将过滤器选择的处理控制信号所对应的控制命令输出到影像处理部400。

[0121] 影像处理部400包括如sharpness filter或如反射光控制过滤器的多个过滤器,并通过被选择的过滤器对影像信号进行前期处理。通过过滤器进行的前期处理计算量不大因此影像处理部400可以高速处理影像。

[0122] 因此,本发明的第一实施例的内窥镜设备,由影像传感部120产生的影像信号IMAGE 1通过显示部800显示所需要的时间在100ms以内,更渴望在30ms以内。

[0123] 上述时间在100ms以内时,医生不太会感觉由于影像处理导致的时间延迟,这种时间延迟不会妨碍手术或检查的程度。并且,上述时间在30ms以内时,医生几乎不会感觉由于

影像处理导致的时间延迟,因此可以顺利的进行手术或检查。

[0124] 另外,本发明的第一实施例的内窥镜设备还包括使用者可以用来操作用户界面的输入部750。本发明的第一实施例的内窥镜设备的输入部750可以是设置于显示部800上的触感控制板(touch panel)但并不限于上述的触感控制板。例如,输入部750也可以是键盘,鼠标或触控笔(stylus pen)。

[0125] 当使用者使用用户界面操作输入部750时,输入部750将对应于使用者的操作的输入信号输出至CPU300。CPU300将根据输入信号执行动作。

[0126] 另外,影像信号产生部100包括第一变换部160,第一变换部160将变换影像信号IMAGE 1' 变换成模拟信号(analog signal)后传送至电线500的一端。并且,信号处理部200包括第二变换部240,第二变换部240将通过电线的另一端传送的模拟信号变换成数字信号(digital signal)形态的变换影像信号IMAGE1'。

[0127] 上述第一变换部160包括与电线500的一端相连接的phy chip,上述第二变换部240包括与电线500的另一端相连接的dephy chip。

[0128] Phy chip将数字信号形态的变换影像信号IMAGE 1' 变换成模拟信号,dephy chip将模拟信号变换成数字信号形态的变换影像信号IMAGE 1'。

[0129] 与本发明的第一实施例不同,当矩形波形象的数字信号通过电线500以数Gbps高速长距离传送至信号处理部200时矩形波的边缘将变形。为防止矩形波的变形本发明的第一实施例的内窥镜设备将数字信号形态的变换影像信号IMAGE 1' 变换成模拟信号,因此可以高速长距离传送变换影像信号IMAGE 1'。

[0130] 接下来参照附图对本发明的第二实施例的内窥镜设备进行说明。

[0131] 如图4及图5显示本发明的第二实施例的内窥镜设备包括影像信号产生部100,信号处理部200,CPU300以及影像处理部400。

[0132] 影像信号产生部100连接于电线的一端。而且影像信号产生部100为了可以将每秒n帧(frame)的人体内部的影像信号IMAGE 1和每秒m帧的人体内部的附加影像信号IMAGE 2通过电线500进行传送,根据长距离传送协议变换变换影像信号IMAGE 12'。

[0133] 附加影像信号IMAGE 2可以是除可视光线以外的波段(例如,近红外线,红外线,紫外线等)的影像或者是对荧光内窥镜检查或荧光内窥镜手术中使用的荧光物质的影像,是如寻找病处的对特定目标的影像。

[0134] 长距离传送协议通过第一实施例详细说明过因此省略其说明。

[0135] 信号处理部200连接于电线500的另一端。而且信号处理部200将通过电线500传送的变换影像信号IMAGE 12' 变换成影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE 2。信号处理部200将影像信号IMAGE 1传送到第一传送路径,将附加影像信号IMAGE 2传送到第二传送路径。此时,信号处理部200也可以将影像信号IMAGE 1传送到第二传送路径。

[0136] CPU300将通过第二传送路径传送的附加影像信号IMAGE 2比通过第一传送路径的影像信号IMAGE 1的传送速度更加低速进行传送。

[0137] 影像处理部400将通过CPU300输出的附加影像信号IMAGE 2重叠到通过第一传送路径的影像信号IMAGE 1之上。因此,影像信号IMAGE 1可以成为背景影像(background image)。显示部800可以显示与背景影像重叠的附加影像IMAGE 2。

[0138] 如以上说明的内容,相对于附加影像信号IMAGE 2影像信号IMAGE 1可以被高速处

理。影像信号IMAGE 1显示人体内部的情况因此影像信号IMAGE 1从产生到通过显示部800显示的时间延迟越短提供给医生的情报越准确。

[0139] 附加影像信号IMAGE 2是对荧光物质的影像或者不同波长带的影像,因此附加影像信号IMAGE 2的产生本身会缓慢。即,荧光物质的光量或不同波长带的光量较小,因此附加影像信号IMAGE 2若要获得完整的影像需要以后说明的附加影像传感部140相对的长时间曝光于荧光物质或不同波长带的光中。

[0140] 与本发明的第二实施例的内窥镜设备不同影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE 2通过相同的路径进行处理时影像信号IMAGE 1的处理将受到影响,影像信号IMAGE 1所对应的影像将无法快速并准确的通过显示部800进行显示。

[0141] 本发明的第二实施例的内窥镜设备将影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE 2通过不同路径进行处理,并且影像信号IMAGE 1比附加影像信号IMAGE2更高速处理,因此可以将人体内部的影像快速并准确的显示。

[0142] 如图4及图5所示,本发明的第二实施例的内窥镜设备可以包括第一存储器310和第二存储器330,信号处理部200及影像处理部400分别包括DMA (Direct Memory Access) 逻辑高速接近第一存储器310及第二存储器330。

[0143] 信号处理部200的DMA (Direct Memory Access) 逻辑可以将影像信号IMAGE 1和IMAGE 2卸出到第一存储器310。并且影像处理部400的DMA逻辑将附加影像信号IMAGE 2的数据(data)或相互重叠的用户端口及附加影像信号 (IMAGE2+User interface) 由第二存储器330进行解读。此时第一存储器310和第二存储器330通过sink通讯线路收发对数据的读写的情报。

[0144] 影像信号产生部100包括影像传感部120,附加影像传感部140,串行化器150 (serializer) 及信号传送部110。虽然图4及图5中图示的串行化器150和信号传送部110由一个module构成,但也可以由不同的module构成。

[0145] 影像传感部120产生影像信号IMAGE 1,附加影像传感部140产生附加影像信号IMAGE 2。为此,影像传感部120包括CCD或CMOS,附加影像传感部140包括可以传感荧光物质的光或者不同波长带的光的传感器或过滤器。

[0146] 串行化器150结合影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE 2产生串行信号。如图6所示,串行化器150包括MUX (multiplexer) 151。MUX151包括提议输入端T1和第二输入端T2,影像信号IMAGE 1输入到第一输入端T1,附加影像信号输入到第二输入端T2。

[0147] 串行化器150将第一输入端T1和第二输入端T2依据参考时钟REF进行转换 (switching),通过一个输出端T3输出串行信号。由此,通过串行化器150的构造可以以直列的方式排列影像信号IMAGE 1及附加影像信号IMAGE 2。此时参考时钟REF可以成为串行化器150的传送带。例如,为了通过串行化器150传送FULL HD画质的影像信号IMAGE 1参考时钟REF可以是数Gbps,但并不限于于此。

[0148] 由于串行化器150的构造,在形成串行信号的过程中影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE 2不会出现冲撞使影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE2无损失的前提下传送串行信号。

[0149] 如图6所示,相对于影像信号IMAGE 1附加影像信号IMAGE 2的数据较小,因此开关转换到第二输入端T2时附加影像信号IMAGE 2不会被输入。

[0150] 由于影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE 2的直列过程中发生数据冗余(redundancy),因此传送过程中串行信号的传送将稳定的进行。

[0151] 由于串行信号的传送稳定的发生,本发明的第二实施例的内窥镜设备用于医疗中时可以通过显示部800准确的显示人体内部的影像。

[0152] 串行化器150没有经过压缩过程传送串行信号,因此不需要压缩过程中所需的header,并且不需要对被压缩的串行信号的解压过程。

[0153] 由此可以减少对串行信号的压缩及解压所需的时间或计算量,可以高速处理影像信号IMAGE 1。

[0154] 以上对没有经过压缩传送串行信号的串行化器150进行了说明,但并不限于上述内容,本发明的第二实施例的串行化器150也可以经过压缩后传送串行信号。

[0155] 另外,信号传送部110连接于电线500的一端,为了通过电线500传送串行信号根据长距离协议将串行信号变换为变换影像信号IMAGE 12' 并进行传送。

[0156] 图4及图5显示了一个影像传感部120和附加影像传感部140,但并不仅限于此,本发明的第二实施例的内窥镜设备可以包括一个以上的影像传感部120和一个以上的附加影像传感部140。

[0157] 影像传感部120每秒产生n帧的影像信号IMAGE 1,附加影像传感部每秒产生m帧的附加影像信号IMAGE 2。此时m小于n。

[0158] 例如,当附加影像信号对应于荧光物质的影像时,附加影像传感部140需要时间收集荧光物质所释放的光量子(photon)因此当附加影像传感部140每秒产生10帧的附加影像信号IMAGE 2时,影像传感部120可以每秒生成60帧的影像信号IMAGE 1。

[0159] 另外,如图4及图5显示,信号处理部200包括信号接收部210,解串行化器(deserializer)220以及路径形成部230。

[0160] 信号接收部210连接于电线500的另一端,通过电线500接收变换影像信号IMAGE 12' 并将其变换成串行信号。

[0161] 解串行化器220将串行信号分解成影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE2。如图7所示解串行化器220可以包括DEMUX(demultiplexer)221。

[0162] DEMUX221包括一个输入端01和第一输出端02及第二输出端03。串行信号通过输入端01输入。此时,解串行化部220以第一输出端02和第二输出端03为参考时钟REF进行转换(SWITCHING)。

[0163] 因此,由第一输出端02输出影像信号IMAGE 1,由第二输出端03输出附加影像信号IMAGE 2。根据解串行化器220的构造可以从串行信号分解出影像信号IMAGE 1及附加影像信号IMAGE 2。

[0164] 串行化器150和解串行化器220的参考时钟REF和动作开始点可以相同。由此串行化器150和解串行化器220同步化,解串行化器220可以从串行信号中分解出影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE 2。

[0165] 路径形成部230将影像信号IMAGE 1输出到第一传送路径,将附加影像信号IMAGE 2输出到第二传送路径。

[0166] 另外,如图5所示,本发明的第二实施例的内窥镜设备也可以包括监控部700。监控部700可以对信号处理部200,CPU300及影像处理部400中至少一个进行实时监控,通过至少

一个的状态值对至少一个进行重置。

[0167] 另外,监控部700对串行化器150及信号传送部110进行实时监控,通过串行化器150及信号传送部110的状态值对构成进行重置。

[0168] 由此,监控部700可以稳定及迅速的显示影像信号和附加影像信号。对于监控部700在第一实施例中已进行说明因此省略对此的说明。

[0169] 另外,监控部700由CPU300接收动作控制信号或接收用于控制上述影像信号IMAGE 1的传送或变换的处理控制信号,将对应于动作控制信号或处理控制信号的控制命令传送至信号传送部110,信号处理部200及影像处理部400中至少一个。

[0170] 动作控制信号和处理控制信号在第一实施例中已进行说明因此省略对此的说明。

[0171] 另外,如前面内容中的说明,为了手术或检查的顺利进行影像信号IMAGE 1要尽可能快速处理,生成一个帧的附加影像信号IMAGE 2所需的时间可以比生成影像信号IMAGE 1的时间更长。

[0172] 因此,第一传送路径的影像信号IMAGE 1的传送速度比第二传送路径传送附加影像信号IMAGE 2的传送速度更加快速,第一传送路径的影像信号IMAGE 1的波带宽可以比第二传送路径的附加影像信号IMAGE 2的波带宽更加宽广。

[0173] 并且,由CPU300进行影像信号IMAGE 1的影像处理时,影像处理部400进行影像信号IMAGE 1的影像处理的速度要比CPU300的影像处理速度更加快速。

[0174] 例如,CPU300对数据库或local table的疾病显示影像数据和影像信号IMAGE 1进行匹配(matching),并将匹配的结果重叠到由影像处理部400处理的影像信号IMAGE 1之上。

[0175] 对此在第一实施例中已经详细说明,因此省略对此的说明。

[0176] 另外,CPU300可以输出为选择影像处理部400的多个过滤器中至少一个过滤器的处理控制信号。根据处理控制信号被选择的过滤器要比CPU300的影像处理速度更加快速的处理影像信号IMAGE 1及附加影像信号IMAGE 2中至少一个。

[0177] CPU300的动作控制信号可以是对应用户界面的信号或者是控制如放光部130的硬件的信号。

[0178] 如上所述,本发明的第二实施例的内窥镜设备将影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE 2通过不同的路径进行处理,因此可以高速处理影像信号IMAGE 1。

[0179] 本发明的第二实施例的内窥镜设备从影像信号IMAGE 1的产生到通过显示部800显示影像信号IMAGE 1所需的时间在100ms以内,更渴望所需时间在30ms以内。上述时间在30ms以内时使用内窥镜设备的医生几乎不会感觉到视觉的时间延迟。

[0180] 并且,通过附加影像传感部140从开始产生附加影像信号IMAGE 2到显示所需的时间在100ms至500ms,比影像信号IMAGE 1的上述时间要长。

[0181] 另外,CPU300将结合附加影像信号IMAGE 2和用户界面的结合影像(IMAGE2+USER INTERFACE)通过影像处理部400进行输出,影像处理部400将结合影像和影像信号IMAGE 1进行重叠。

[0182] 不同于本发明的第二实施例,影像处理部400将附加影像信号IMAGE 2及用户界面分别与影像信号进行重叠时,影像处理部400为了进行重叠的计算量将增加。

[0183] 相反的,如本发明的第二实施例,通过CPU300生成结合影像后影像处理部400再将

结合影像和影像信号IMAGE 1进行重叠时可以减少计算量。

[0184] 本发明的第二实施例的内窥镜设备还可以包括对人体内部照射光的放光部130。此时,当超出影像传感部120可以接收的光量时,CPU300可以控制放光部130减少光的强度。

[0185] 例如,由于光量超出影像传感部120的影像传感器出现饱和,影像信号可以持续输出显示饱和的FFFF信号。在超出影像传感器的整个范围中的一部分范围时,CPU300判断光的强度过大,因此将使减少光量的动作控制信号输出到放光部130。

[0186] 影像信号产生部100还可以包括,第一变换部160,第一变换部160将变换影像信号IMAGE 12' 变换成模拟信号,通过电线500的一端进行传送。并且,信号处理部200还包括第二变换部240,第二变换部240将通过电线的另一端传送的模拟信号变换成数字信号形态的变换影像信号IMAGE 12' 。

[0187] 上述第一变换部160包括连接于电线500一端的phy chip,上述第二变换部240包括连接于电线500的另一端的dephy chip。

[0188] Phy chip将数字信号形态的变换影像信号IMAGE 12' 变换成模拟信号,dephy chip将模拟信号变换成数字信号形态的变换影像信号IMAGE 12' 。

[0189] 不同于本发明的第二实施例,矩形波形态的数字信号通过电线500以数Gbps的高速长距离传送至信号处理部200时,矩形波的边缘将变形。为了防止其变形,本发明的第二实施例的内窥镜设备将数字信号形态的变换影像信号IMAGE12' 变换成模拟信号,因此可以高速长距离传送变换影像信号IMAGE 12' 。

[0190] 另外,本发明的第一实施例及第二实施例的内窥镜设备的电线500可以是同轴线(coaxial cable)或者是双绞线(twisted cable)。同轴线或者双绞线可以减少或防止电磁波的影像。

[0191] 如前述内容,数Gbps的串行信号通过电线500被传送,因此同轴线或双绞线可以减少电磁波的影响。由此,本发明的第一实施例及第二实施例的内窥镜设备可以对应如手术或检查等要求高度稳定性的作业。

[0192] CPU300输出根据对影像信号IMAGE 1及附加影像信号IMAGE 2中至少一个的用户界面和使用者对用户界面的操作的动作控制信号。

[0193] 影像处理部400将影像信号IMAGE 1及附加影像信号IMAGE 2与用户界面进行重叠,根据动作控制信号处理影像信号IMAGE 1及附加影像信号IMAGE 2中至少一个。

[0194] 如图2及图4所示,本发明的第一实施例及第二实施例的内窥镜设备的CPU300可以连接到如PACS服务器(Picture Archiving and Communication Systems)的医院网络并进行收发数据。

[0195] 本发明的第一实施例及第二实施例的内窥镜设备可以对医院网络的服务器的影像信号,附加影像信号及用户界面进行储存,因此不需要附加的DVR(Digital Video Recorder)。

[0196] 图3及图4的输入部750及视频接口600在第一实施例进行过详细说明,因此省略对此的说明。

[0197] 图8及图9为本发明的第三实施例及第四实施例的内窥镜的影像处理方法的顺序图。

[0198] 如图8所示,本发明的第三实施例的内窥镜设备的影像处理方法包括:为了通过内

窥镜的电线500传送人体内部的影像信号IMAGE 1根据长距离协议将影像信号IMAGE 1变换成变换影像信号IMAGE 1'并传送的阶段;接收通过电线500传送的变换影像信号IMAGE 1',将变换影像信号IMAGE 1'变换成影像信号IMAGE 1的阶段;根据影像信号IMAGE 1的用户界面和使用者对用户界面的操作输出动作控制信号的阶段;以及将用户界面重叠到影像信号IMAGE 1之上,并根据动作控制信号处理影像信号IMAGE 1的阶段。

[0199] 对此已经通过本发明的第一实施例的内窥镜设备进行过说明,因此省略对此的说明。

[0200] 另外,如图9所示,本发明的第四实施例的内窥镜设备的影像处理方法包括:为了通过内窥镜的电线500传送每秒n帧的对人体内部的影像信号IMAGE 1和每秒m帧的对人体内部的附加影像信号IMAGE 2,根据长距离协议变换成变换影像信号IMAGE 12'并传送的阶段;将通过电线500传送的变换影像信号IMAGE 12'变换成影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE 2,影像信号IMAGE 1和附加影像信号IMAGE 2通过第一传送路径和第二传送路径分别进行传送的阶段;通过第二传送路径传送的附加影像信号IMAGE 2比第一传送路径的影像信号IMAGE 1的传送速度低速进行传送的阶段;以及将通过第一传送路径传送的影像信号IMAGE 1和由CPU输出的附加影像信号IMAGE 2进行重叠的阶段。

[0201] 对此在本发明的第二实施例的内窥镜设备已经进行过说明,因此省略对此的说明。

[0202] 如上所述,对本发明的优选的实施例进行了观察,而对于本发明所属技术领域的普通技术人员而言,除了上述所述的实施例之外,本发明可以在不脱离其宗旨或范畴的情况下,以其他特定形态实现具体化是显而易见的。因此,上述的实施例不应视为是限制性的,而是应视为是例示性的,由此,本发明并不局限于上述的说明,而是可以在所附的发明要求保护范围的范畴及其等同范围内发生变更。

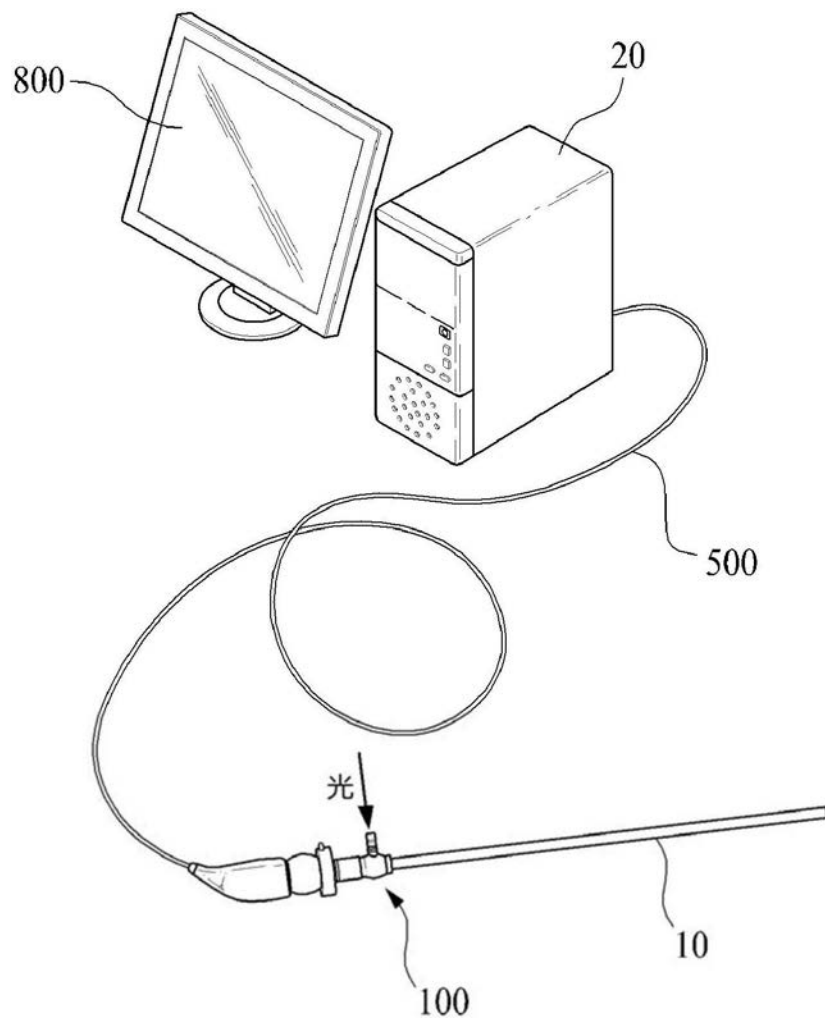


图1

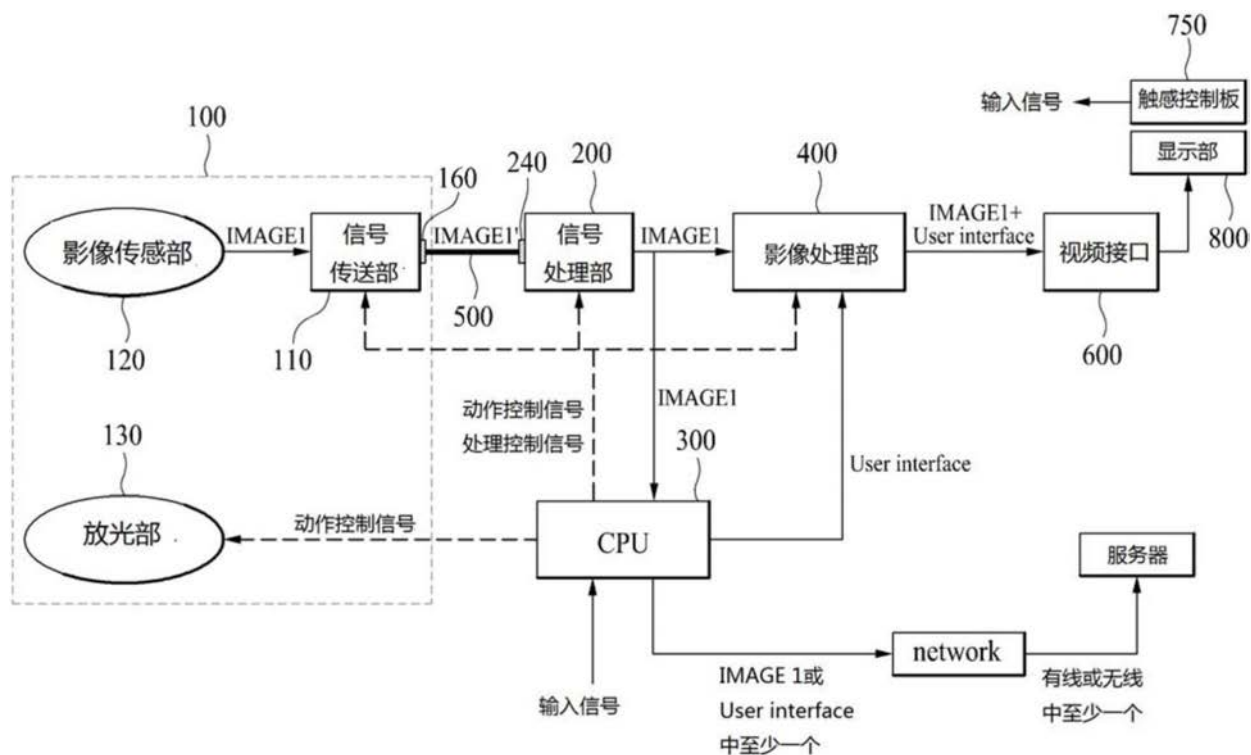


图2

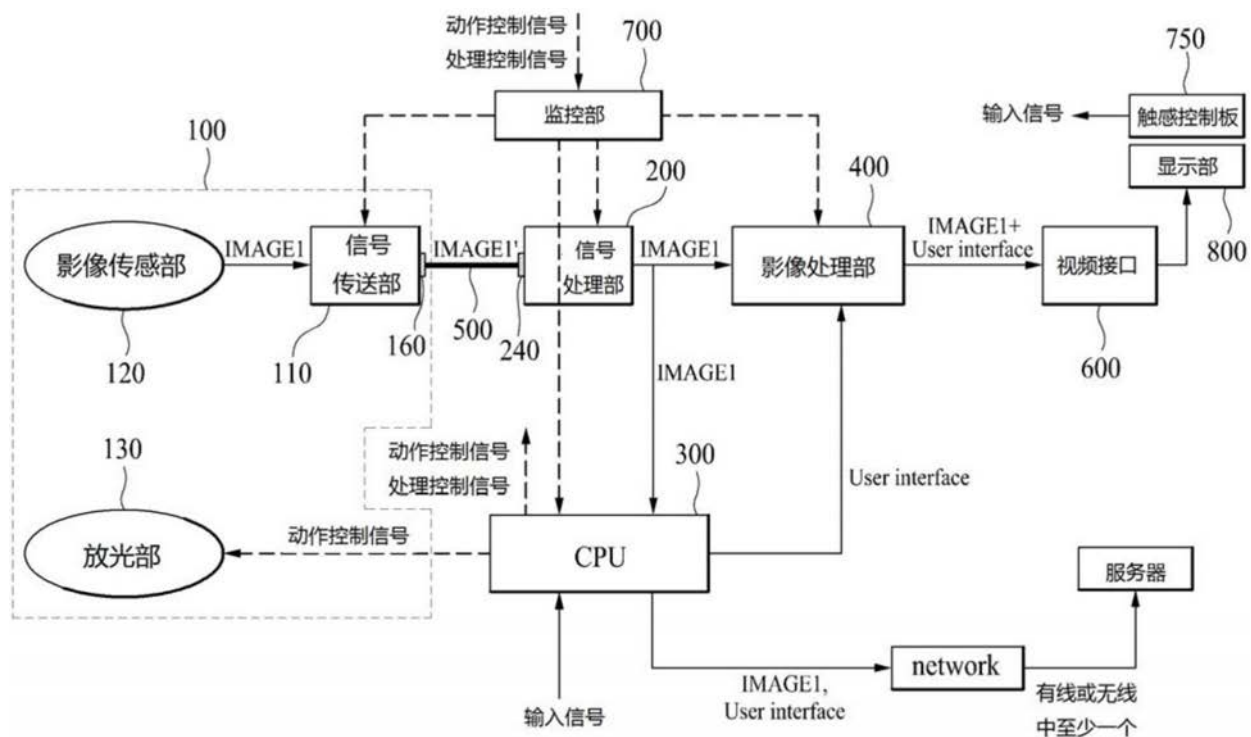


图3

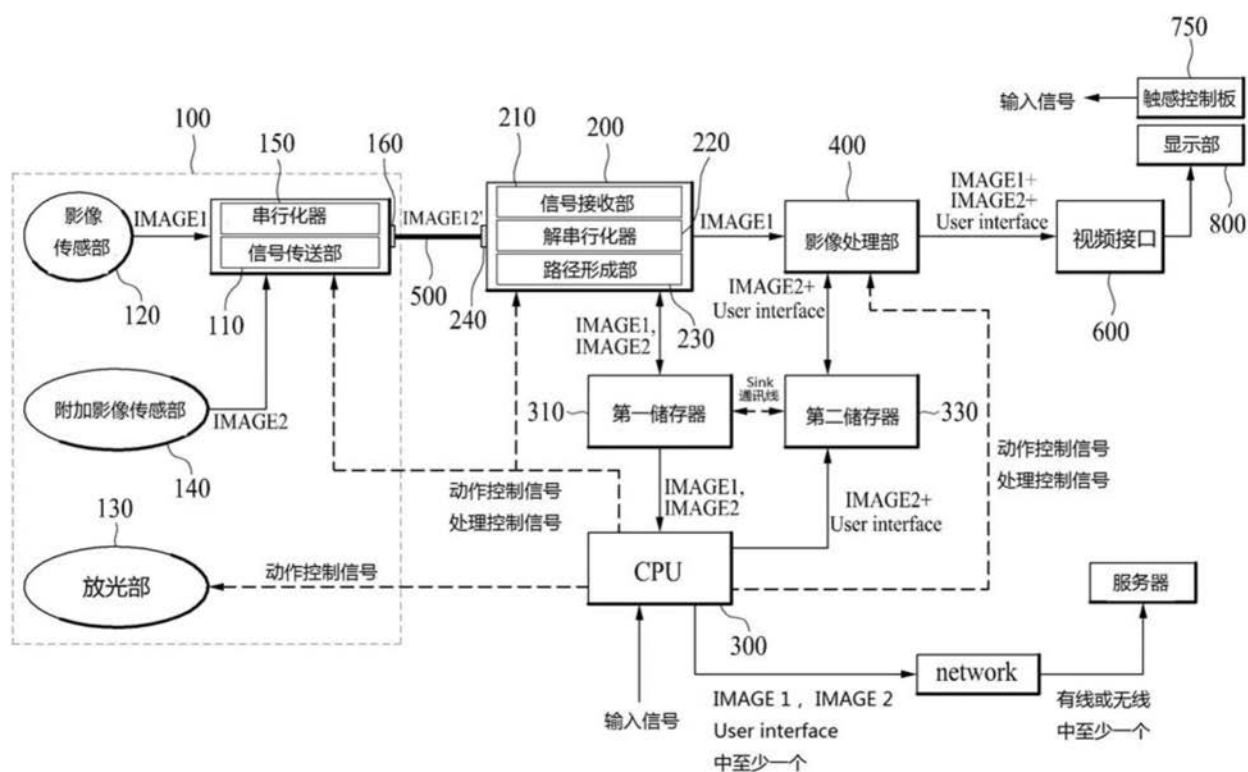


图4

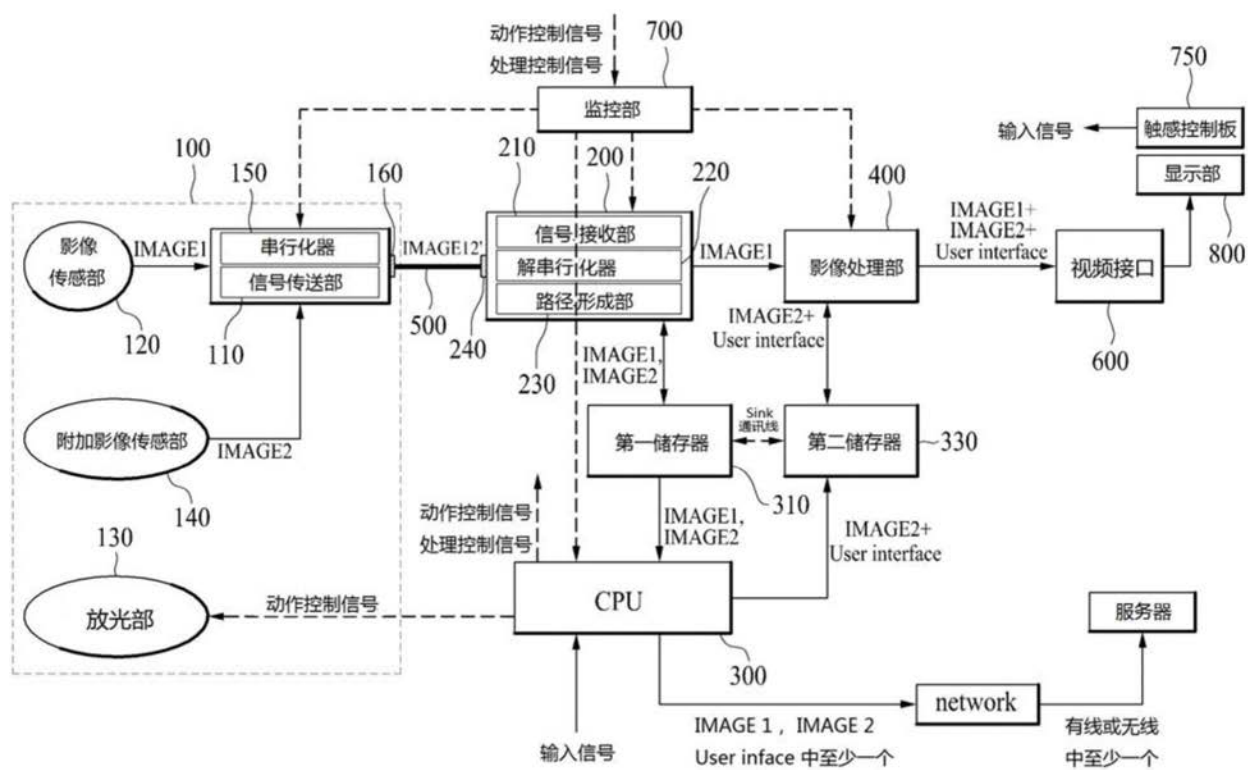


图5

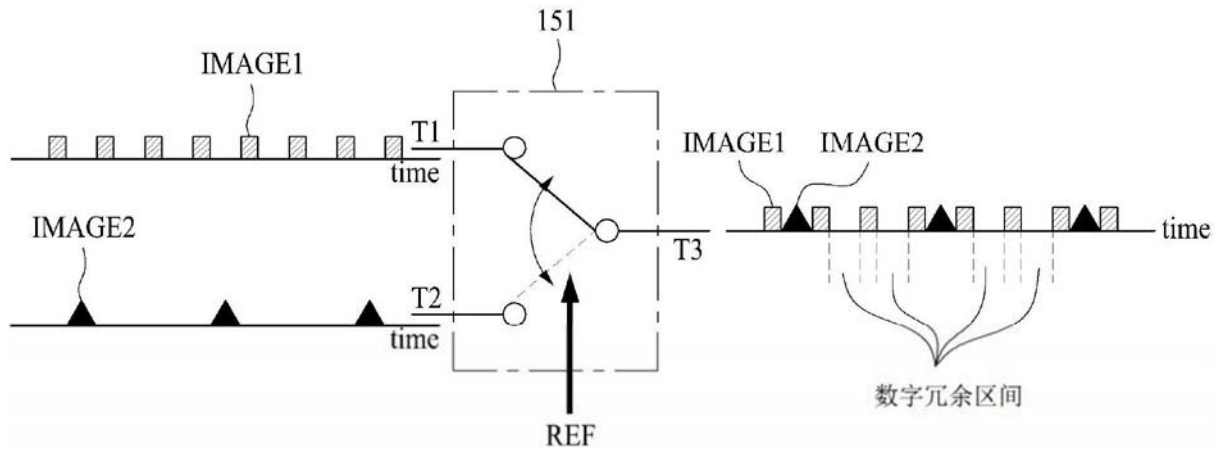


图6

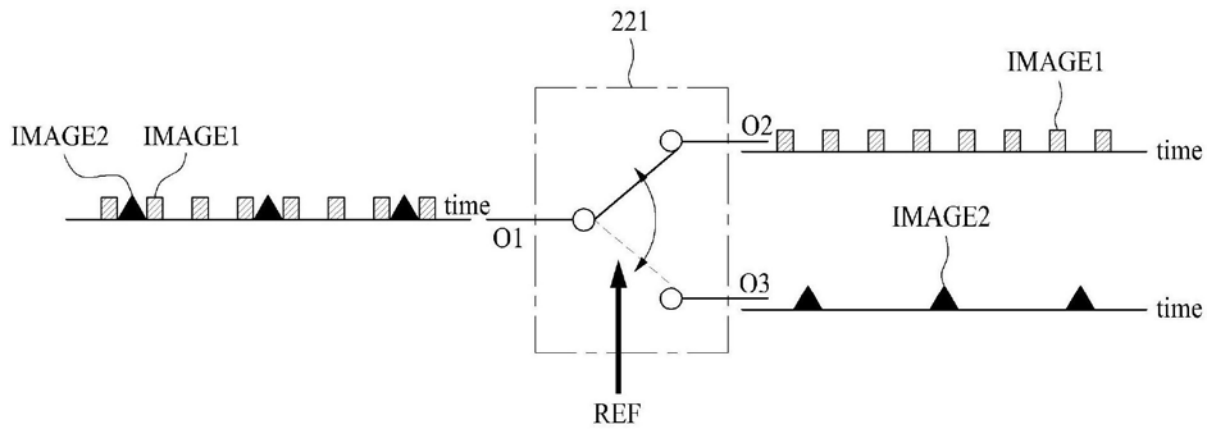


图7

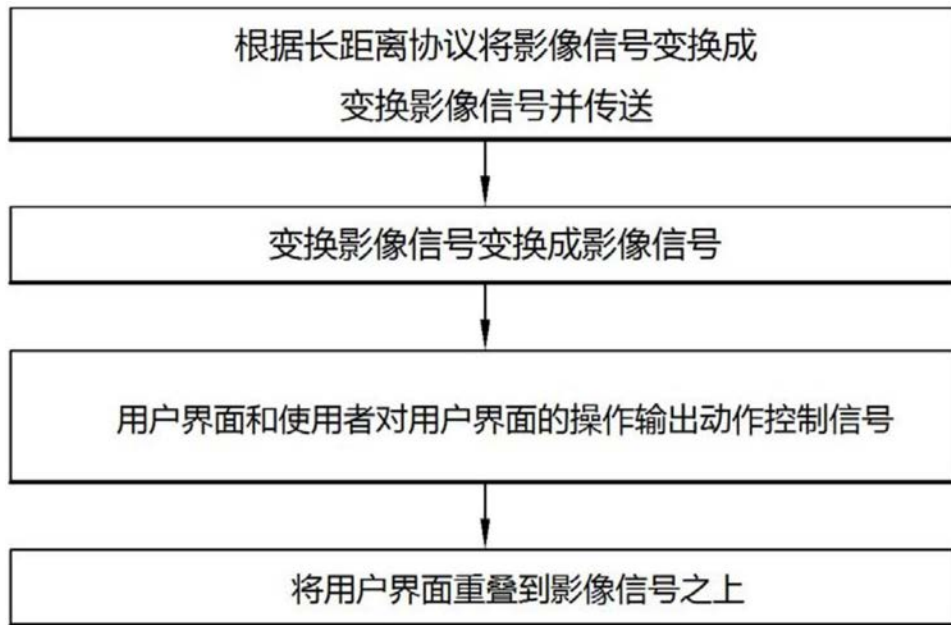


图8

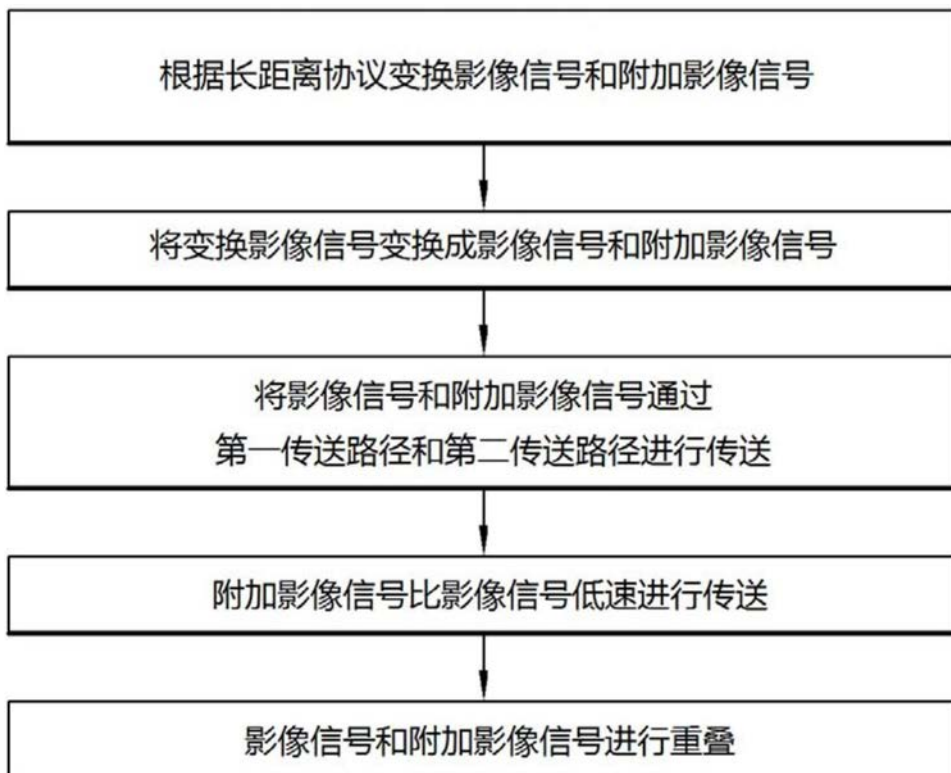


图9

专利名称(译)	内窥镜设备及内窥镜设备的影像处理方法		
公开(公告)号	CN106264430B	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201610137197.2	申请日	2016-03-10
[标]申请(专利权)人(译)	因德斯马特有限公司		
申请(专利权)人(译)	因德斯马特有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	因德斯马特有限公司		
[标]发明人	姜旭 申一亨		
发明人	姜旭 申一亨		
IPC分类号	A61B1/05		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00018 A61B1/0002 A61B1/00039 A61B1/05 A61B1/00006 A61B1/0005 H04N5/2258 H04N5/23209 H04N5/23293 H04N5/265 H04N2005/2255		
代理人(译)	张晶 王莹		
审查员(译)	孙颖		
优先权	1020150090799 2015-06-25 KR		
其他公开文献	CN106264430A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的内窥镜设备包括：影像信号产生部，连接于电线的一端，为了可以通过上述电线传送关于人体内部的影像信号，根据长距离传送协议变换上述影像信号，以传送变换影像信号；信号处理部，连接于上述电线的另一端，接收通过上述电线传送的上述变换影像信号，并将上述变换影像信号变换为上述影像信号；CPU，输出根据对上述影像信号的用户界面及使用者对上述用户界面的操作的动作控制信号；以及影像处理部，将用户界面重叠到从上述信号处理部输出的上述影像信号之上，并根据上述动作处理信号处理上述影像信号。

