



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101262809 B

(45) 授权公告日 2010.09.08

(21) 申请号 200680033066.4

(22) 申请日 2006.09.08

(30) 优先权数据
263113/2005 2005.09.09 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日
2008.03.10

(86) PCT申请的申请数据
PCT/JP2006/317868 2006.09.08

(87) PCT申请的公布数据
W02007/029818 JA 2007.03.15

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社
地址 日本东京都

(72) 发明人 永濑绫子

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277
代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 5/07(2006.01)

G06F 13/38(2006.01)

(56) 对比文件

JP 2004-154176 A, 2004.06.03, 全文.

JP 2004-65635 A, 2004.03.04, 全文.

WO 2004/096028 A1, 2004.11.11, 全文.

审查员 熊茜

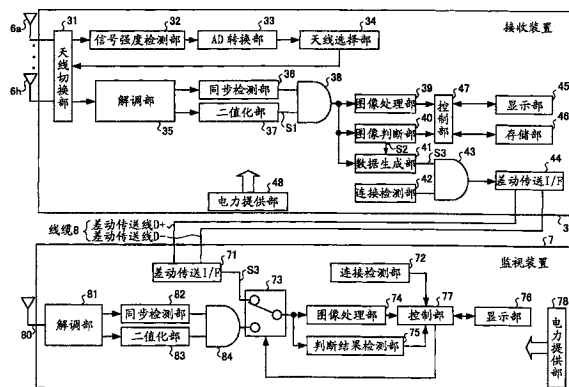
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 5 页

(54) 发明名称

接收装置、监视装置及使用它们的被检体内
信息获取系统

(57) 摘要

本发明的目的在于能够正确地确认是否为被
保存的图像数据,并且能够使装置规模小型化。本
发明所涉及的被检体内信息获取系统具有:接收
装置 3,其从胶囊型内窥镜 2 获取图像数据;以及
监视装置 7,其显示由接收装置 3 获取的图像数
据。接收装置 3 具有:图像判断部 40,其判断所获
取的图像数据的有效/无效;数据生成部 41,其生
成在图像信号中附加该判断结果的输出用数据;
以及差动传送 I/F 44,其将该输出用数据传送到
监视装置 7。监视装置 7 具有:判断结果检测部
75,其检测包含在作为来自接收装置 3 的输出用
数据的图像信号中的判断结果;以及显示部 76,
其显示基于该图像信号得到的图像数据和与该判
断结果对应的信息。



1. 一种接收装置,其特征在于,具备:
接收单元,其接收图像数据;
判断单元,其连接在上述接收单元之后,判断所获取的上述图像数据是否为记录对象的图像数据;
数据生成单元,其生成在上述图像数据中包含有作为所获取的上述图像数据是否为记录对象的图像数据的判断结果的信息的输出用数据;以及
接口,其用于输出上述输出用数据。
2. 根据权利要求1所述的接收装置,其特征在于,
上述数据生成单元通过在上述图像数据中附加上述信息,生成上述输出用数据。
3. 根据权利要求1所述的接收装置,其特征在于,
上述接口是串行接口。
4. 根据权利要求3所述的接收装置,其特征在于,
上述串行接口是差动传送的接口。
5. 根据权利要求1所述的接收装置,其特征在于,
还具备二值化单元,该二值化单元将规定的基准电压值与图像数据信号的电压值进行比较,对图像数据信号进行二值化,
上述数据生成单元使由上述二值化单元进行二值化得到的上述图像数据包含有上述信息。
6. 根据权利要求1所述的接收装置,其特征在于,
上述判断单元检测在包含有上述图像数据的图像信号中所包含的水平同步信号,在该水平同步信号的检测数量为规定的阈值以上的情况下判断为是上述记录对象。
7. 根据权利要求1所述的接收装置,其特征在于,
上述数据生成单元通过在上述图像数据的消隐部分中附加上述信息,生成上述输出用数据。
8. 根据权利要求1所述的接收装置,其特征在于,
上述判断单元检测在包含有上述图像数据的图像信号中所包含的垂直同步信号,在检测到上述图像信号中的上述垂直同步信号的情况下判断为上述图像数据是上述记录对象。
9. 根据权利要求1所述的接收装置,其特征在于,
上述判断单元检测所接收的上述图像数据的无线信号的强度,在所接收的上述无线信号的强度不小于规定的阈值的情况下判断为上述图像数据是上述记录对象。
10. 一种监视装置,其特征在于,具备:
接口,其连接在接收装置上,输入包含由上述接收装置获取的图像数据和该图像数据的判断结果的图像信号,其中,所述接收装置接收包含有由被导入到被检体内的胶囊型内窥镜拍摄得到的图像数据的无线信号,根据该无线信号获取上述图像数据,判断所获取的该图像数据是否为有效的图像数据,并且保存该有效的图像数据;
检测单元,其检测包含在上述图像信号中的上述判断结果;
显示单元,其显示包含在上述图像信号中的上述图像数据和与上述判断结果对应的信息;以及
控制单元,其进行控制,根据由上述检测单元检测出的上述判断结果,同时显示包含在

上述图像信号中的上述图像数据和与上述判断结果对应的信息。

11. 根据权利要求 10 所述的监视装置,其特征在于,
上述接口是串行接口。

12. 根据权利要求 11 所述的监视装置,其特征在于,
上述串行接口是差动传送的接口。

13. 根据权利要求 10 所述的监视装置,其特征在于,
与上述判断结果对应的信息是表示上述图像数据是否被保存在上述接收装置中的信息。

14. 一种被检体内信息获取系统,具备接收装置和监视装置,其中,所述接收装置接收包含有由被导入到被检体内的胶囊型内窥镜拍摄得到的图像数据的无线信号,将接收到的该无线信号解调为图像信号,保存根据该图像信号获取的上述图像数据中的有效的图像数据;所述监视装置通过接口连接在上述接收装置上,显示由上述接收装置获取的上述图像数据,该被检体内信息获取系统的特征在于,

上述接收装置判断所获取的上述图像数据是否为记录对象,并且生成包含该判断结果和上述图像数据的输出用数据,通过上述接口将所得到的上述输出用数据发送到上述监视装置,

上述监视装置通过上述接口来接收上述输出用数据,检测包含在接收到的上述输出用数据中的上述判断结果,同时显示与检测出的上述判断结果对应的信息以及上述图像数据。

15. 根据权利要求 14 所述的被检体内信息获取系统,其特征在于,
上述接口是串行接口。

16. 根据权利要求 15 所述的被检体内信息获取系统,其特征在于,
上述串行接口是差动传送的接口。

17. 根据权利要求 14 所述的被检体内信息获取系统,其特征在于,
与上述判断结果对应的信息是表示上述图像数据是否被保存在上述接收装置中的信息。

接收装置、监视装置及使用它们的被检体内信息获取系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种通过规定的电波来接收由被导入被检体体内的胶囊型内窥镜拍摄得到的图像数据的接收装置、对由该接收装置接收到的图像数据进行监视的监视装置、以及使用了它们的被检体内信息获取系统。

背景技术

[0002] 近年来,在内窥镜领域中,出现了设置有摄像功能和无线通信功能的吞服型内窥镜即胶囊型内窥镜,开发了获取由该胶囊型内窥镜拍摄得到的被检体内的图像数据的被检体内信息获取系统。在该被检体内信息获取系统中,在为了观察(检查)而从被检体的口中吞服胶囊型内窥镜之后,直到从被检体自然排出为止的期间,该胶囊型内窥镜如下发挥功能:在被检体内的例如胃或小肠等脏器的内部随着其蠕动运动而移动,并且以规定间隔、例如以 0.5 秒为间隔来拍摄该被检体内。

[0003] 当胶囊型内窥镜在被检体内进行移动的期间,由该胶囊型内窥镜拍摄得到的图像数据通过无线通信依次被发送到外部,并通过分散配置在被检体外部的接收天线而被接收装置接收。接收装置将通过上述接收天线接收到的无线信号解调为图像信号,对所得到的图像信号进行规定的图像处理从而生成图像数据。之后,接收装置将所生成的图像数据依次保存到存储器中。被检体通过携带具有这种无线通信功能和存储功能的接收装置,在从吞服胶囊型内窥镜之后到自然排出为止的整个期间能够自由地行动。之后,医生或护士能够将基于这样保存到接收装置中的图像数据而得到的被检体内的图像显示在显示装置的显示器上从而进行被检体的诊断(例如参照专利文献 1)。

[0004] 另外,在这种被检体内信息获取系统的接收装置中,按每一帧检测包含在所得到的图像信号中的水平同步信号,如果水平同步信号的检测数量为规定的阈值以上,则将所生成的图像数据判断为噪声少的有效图像数据,如果水平同步信号的检测数量不到规定的阈值,则将所生成的图像数据判断为噪声多的无效图像数据。在这种情况下,接收装置不保存无效图像数据而将有效图像数据依次保存到存储器中。

[0005] 并且,对于这种被检体内信息获取系统的接收装置,通过线缆连接有对由胶囊型内窥镜拍摄得到的图像数据进行监视显示的监视装置。监视装置从接收装置接收保存在接收装置中的有效图像数据的各色彩信号(R、G、B)和同步信号,并根据所接收到的各色彩信号和同步信号依次对有效图像数据进行监视显示。医生或护士等能够通过确认上述监视装置的显示图像,实时地对保存在接收装置中的有效图像数据进行监视。

[0006] 专利文献 1:日本特开 2003-19111 号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 另外,从在由胶囊型内窥镜拍摄体内的图像期间由被检体携带被检体内信息获取系统的接收装置的观点来看,希望使装置规模进一步小型化。

[0009] 然而,由于上述的接收装置必须内置用于生成向监视装置发送的图像数据的各色彩信号和同步信号所需的电路、例如晶体振荡器和运算放大器等,因此限制了其电路规模的小型化。另外,为了对监视装置发送 RGB 的各色彩信号和同步信号,必须利用四根线缆来连接接收装置与监视装置。因此,存在难以使上述接收装置的装置规模小型化的问题。

[0010] 另一方面,在为了减少这种线缆的个数和缩小接收装置的电路规模而构成为从接收装置对监视装置串行传送上述的图像信号的情况下,监视装置与是否被保存在接收装置中无关地依次对从接收装置接收到的图像数据进行监视显示。在这种情况下,为了使医生或护士确认被监视显示的图像数据是否为被保存在接收装置中的图像数据,监视装置需要与上述的接收装置同样地根据图像信号的水平同步信号的检测数量来判断图像数据的有效/无效,并根据该判断结果对表示是否为被保存在接收装置中的图像数据的信息进行监视显示。

[0011] 但是,存在如下情况:由于接收装置所接收到的无线信号的接收灵敏度以及接收装置和监视装置的各晶体振子的公差,有时监视装置的图像数据的判断结果与接收装置的判断结果不同。因此,存在产生如下情况的问题:没有正确地对表示是否为被保存在接收装置中的图像数据的信息进行监视显示。

[0012] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种能够正确地确认是否是被保存的图像数据、并且能够使装置规模小型化的接收装置、监视装置、以及使用了它们的被检体内信息获取系统。

[0013] 用于解决问题的方案

[0014] 为了解决上述的问题并达到目的,本发明所涉及的接收装置的特征在于,具备:接收单元,其接收图像数据;判断单元,其连接在上述接收单元之后,判断所获取的上述图像数据是否为记录对象的图像数据;数据生成单元,其生成在上述图像数据中包含有作为所获取的上述图像数据是否为记录对象的图像数据的判断结果的信息的输出用数据;以及接口,其用于输出上述输出用数据。

[0015] 另外,本发明所涉及的接收装置的特征在于,在上述的发明中,上述数据生成单元通过在上述图像数据中附加上述信息而生成上述输出用数据。

[0016] 另外,本发明所涉及的接收装置的特征在于,在上述的发明中,上述接口是串行接口。

[0017] 另外,本发明所涉及的接收装置的特征在于,在上述的发明中,上述串行接口是差动传送的接口。

[0018] 另外,本发明所涉及的接收装置的特征在于,在上述的发明中,还具备二值化单元,该二值化单元将规定的基准电压值与图像数据信号的电压值进行比较,对图像数据进行二值化,上述数据生成单元使由上述二值化单元进行二值化得到的上述图像数据包含上述信息。

[0019] 另外,本发明所涉及的接收装置的特征在于,在上述的发明中,上述判断单元检测在包含有上述图像数据的图像信号中所包含的水平同步信号,在该水平同步信号的检测数量为规定的阈值以上的情况下判断为是上述记录对象。

[0020] 另外,本发明所涉及的监视装置的特征在于,具备:接口,其连接在接收装置上,输入包含由上述接收装置获取的图像数据和该图像数据的判断结果的图像信号,其中,所述

接收装置接收包含有由被导入到被检体内的胶囊型内窥镜拍摄得到的图像数据的无线信号,根据该无线信号获取上述图像数据,判断所获取的该图像数据是否为有效的图像数据,并且保存该有效的图像数据;检测单元,其检测包含在上述图像信号中的上述判断结果;显示单元,其显示包含在上述图像信号中的上述图像数据和与上述判断结果对应的信息;以及控制单元,其进行控制,根据由上述检测单元检测出的上述判断结果,同时显示包含在上述图像信号中的上述图像数据和与上述判断结果对应的信息。

[0021] 另外,本发明所涉及的监视装置的特征在于,在上述的发明中,上述接口是串行接口。

[0022] 另外,本发明所涉及的监视装置的特征在于,在上述的发明中,上述串行接口是差动传送的接口。

[0023] 另外,本发明所涉及的监视装置的特征在于,在上述的发明中,与上述判断结果对应的信息是表示上述图像数据是否被保存在上述接收装置中的信息。

[0024] 另外,本发明所涉及的被检体内信息获取系统具备接收装置和监视装置,其中,所述接收装置接收包含有由被导入到被检体内的胶囊型内窥镜拍摄得到的图像数据的无线信号,将接收到的该无线信号解调为图像信号,保存根据该图像信号获取的上述图像数据中的有效的图像数据;所述监视装置通过接口连接在上述接收装置上,显示由上述接收装置获取的上述图像数据,该被检体内信息获取系统的特征在于,上述接收装置判断所获取的上述图像数据是否为记录对象,并且生成包含该判断结果和上述图像数据的输出用数据,通过上述接口将所得到的上述输出用数据发送到上述监视装置,上述监视装置通过上述接口来接收上述输出用数据,检测包含在接收到的上述输出用数据中的上述判断结果,同时显示与检测出的上述判断结果对应的信息以及上述图像数据。

[0025] 另外,本发明所涉及的被检体内信息获取系统的特征在于,在上述的发明中,上述接口是串行接口。

[0026] 另外,本发明所涉及的被检体内信息获取系统的特征在于,在上述的发明中,上述串行接口是差动传送的接口。

[0027] 另外,本发明所涉及的被检体内信息获取系统的特征在于,在上述的发明中,与上述判断结果对应的信息是表示上述图像数据是否被保存在上述接收装置中的信息。

[0028] 发明的效果

[0029] 根据本发明,起到如下效果:可实现能够将叠加了图像数据的有效/无效的判断结果的图像信号进行串行传送、并能够正确地确认是否为被保存的图像数据并且使装置规模小型化的接收装置、监视装置、以及使用了它们的被检体内信息获取系统。

附图说明

[0030] 图 1 是示意性地表示本发明的实施方式所涉及的被检体内信息获取系统的一个结构例的示意图。

[0031] 图 2 是示意性地表示本发明的实施方式所涉及的接收装置和监视装置的各结构例的框图。

[0032] 图 3 是说明生成在二值化信号中附加图像数据的判断结果的附加二值化信号的动作的示意图。

[0033] 图 4 是说明对包含在附加二值化信号中的图像数据的判断结果进行检测的运动的示意图。

[0034] 图 5 是表示显示部的显示内容的一个具体例的示意图。

[0035] 附图标记说明

[0036] 1:被检体;2:胶囊型内窥镜;3:接收装置;4:显示装置;5:便携式记录介质;6a~6h:接收天线;7:监视装置;8:线缆;31:天线切换部;32:信号强度检测部;33:AD 转换部;34:天线选择部;35:解调部;36:同步检测部;37:二值化部;38、43:AND 门;39:图像处理部;40:图像判断部;41:数据生成部;42:连接检测部;44:差动传送 I/F;45:显示部;46:存储部;47:控制部;48:电力提供部;71:差动传送 I/F;72:连接检测部;73:开关电路;74:图像处理部;75:判断结果检测部;76:显示部;77:控制部;78:电力提供部;80:接收天线;81:解调部;82:同步检测部;83:二值化部;84:AND 门;101:图像数据;102:保存有无信息;103:连接状态信息;104:电源剩余量信息;B1、B2:消隐部分;D1、D2:帧数据;R1、R2:判断结果数据;S1:二值化信号;S2:判断结果信号;S3:附加二值化信号;S4:判断结果检测信号。

具体实施方式

[0037] 下面,参照附图来详细说明本发明所涉及的接收装置、监视装置、以及使用了它们的被检体内信息获取系统的最佳实施方式。此外,本发明不限于该实施方式。

[0038] 图 1 是示意性地表示本发明的实施方式所涉及的被检体内信息获取系统的一个结构例的示意图。如图 1 所示,该被检体内信息获取系统具备:胶囊型内窥镜 2,其沿着被检体 1 内的通过路径进行移动,并且拍摄被检体 1 内;接收装置 3,其接收由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的图像数据;显示装置 4,其根据由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的图像数据显示被检体 1 内的图像;以及便携式记录介质 5,其用于进行接收装置 3 与显示装置 4 之间的数据传送。

[0039] 胶囊型内窥镜 2 具有可拍摄被检体内的拍摄功能和将所拍摄的图像数据发送到外部的无线通信功能。具体地说,胶囊型内窥镜 2 通过由被检体 1 吞服而通过被检体 1 内的食道,根据消化管腔的蠕动运动而在体腔内进行移动。与此同时,胶囊型内窥镜 2 依次拍摄被检体 1 体内的图像,并将所得到的被检体 1 内的图像数据等依次发送到被检体 1 的外部的接收装置 3。

[0040] 接收装置 3 用于存储由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的图像数据。具体地说,在接收装置 3 上连接有接收天线 6a~6h,通过接收天线 6a~6h 中的任一个来接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号,获取包含在接收到的无线信号中的图像数据即由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的图像数据。在这种情况下,通过在被检体 1 上配置多个接收天线,由此接收装置 3 能够通过根据胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 内的位置而适合接收无线信号的位置处的接收天线来获取由胶囊型内窥镜 2 得到的图像数据。另外,接收装置 3 具有判断所获取的图像数据的有效/无效的图像判断功能,依次保存判断为有效的图像。在这种情况下,在接收装置 3 中可安装和拆卸地插入安装便携式记录介质 5,将所获取的有效的图像数据依次保存到便携式记录介质 5 中。

[0041] 接收天线 6a~6h 例如使用环形天线来实现,如图 1 所示,被配置在被检体 1 的体

表上的规定位置（例如与胶囊型内窥镜 2 的通过路径对应的位置）上。在这种配置状态下，接收天线 6a ~ 6h 接收由胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号。此外，只要对被检体 1 配置一个以上的这种接收天线即可，最好是配置多个这种接收天线，并不特别限定于 8 个。

[0042] 显示装置 4 用于显示由胶囊型内窥镜 2 拍摄的被检体 1 内的图像等，具有对基于以便携式记录介质 5 为媒介而得到的图像数据等的图像、例如被检体 1 内的脏器等的图像进行显示的工作站等那样的结构。显示装置 4 可以利用 CRT 显示器或液晶显示器等来显示图像，也可以如打印机等那样向其它介质输出图像。另外，显示装置 4 具有用于医生或护士根据由胶囊型内窥镜 2 得到的被检体内的脏器等的图像来进行诊断的处理功能。

[0043] 便携式记录介质 5 是小型闪存（注册商标）等可携带的记录介质。便携式记录介质 5 具有相对于接收装置 3 和显示装置 4 可安装和拆卸、在对两者插入安装时可进行数据的输出和记录的结构。具体地说，便携式记录介质 5 在被插入安装到接收装置 3 中的情况下，依次保存由接收装置 3 接收到的胶囊型内窥镜 2 的图像数据等。另外，在胶囊型内窥镜 2 从被检体 1 排出之后，从接收装置 3 取下便携式记录介质 5 而插入安装到显示装置 4，将图像数据等取入到显示装置 4 中。通过这样使用便携式记录介质 5 来进行接收装置 3 与显示装置 4 之间的数据的传送，与将接收装置 3 和显示装置 4 进行有线连接的情况不同，被检体 1 即使在胶囊型内窥镜 2 在被检体 1 的内部进行移动的过程中，也能够以携带接收装置 3 的状态下自由地行动。

[0044] 监视装置 7 用于实时地对由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的图像数据进行监视显示。具体地说，监视装置 7 在通过线缆 8 连接到接收装置 3 上的情况下，依次对由接收装置 3 获取的图像数据、例如由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的被检体 1 内的图像数据进行监视显示。在这种情况下，监视装置 7 通过线缆 8 从接收装置 3 接收图像信号，对基于接收到的图像信号得到的图像数据进行监视显示。另外，监视装置 7 将表示监视显示的图像数据是否被保存在接收装置 3 中的信息与该图像数据一起进行显示。

[0045] 接着，详细说明通过线缆 8 连接的接收装置 3 和监视装置 7。图 2 是示意性地表示本发明的实施方式所涉及的接收装置 3 和监视装置 7 的各结构例的框图。此外，下面首先说明接收装置 3，接着说明监视装置 7。

[0046] 如图 2 所示，接收装置 3 具有：上述的接收天线 6a ~ 6h；天线切换部 31，其将接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号的接收天线切换为接收天线 6a ~ 6h 中的任一个；信号强度检测部 32，其检测通过天线切换部 31 接收到的无线信号的接收强度；AD 转换部 33，其将从信号强度检测部 32 输出的模拟信号转换为数字信号；以及天线选择部 34，其从由天线切换部 31 切换的接收天线 6a ~ 6h 中选择适合接收无线信号的接收天线。另外，接收装置 3 具有：解调部 35，其将通过天线切换部 31 接收到的无线信号解调为图像信号；同步检测部 36，其检测包含在由解调部 35 进行了解调而得到的图像信号中的垂直同步信号；二值化部 37，其对由解调部 35 进行解调得到的图像信号进行二值化（即数字化）；以及 AND 门 38，其控制由二值化部 37 进行二值化得到的图像信号的输出。并且，接收装置 3 具有：图像处理部 39，其根据通过 AND 门 38 输入的图像信号来生成图像数据；图像判断部 40，其根据通过 AND 门 38 输入的图像信号来判断图像数据的有效 / 无效；数据生成部 41，其生成在通过 AND 门 38 输入的图像信号中包含图像判断部 40 的判断结果的图像信号即输出用数据；连接检测部 42，其检测接收装置 3 和监视装置 7 之间的连接；AND 门 43，其对通过数据生成部

41 包含有图像数据的判断结果的图像信号的输出进行控制;以及差动传送接口 (I/F) 44, 其通过差动传送方式向监视装置 7 串行传送包含有图像数据的判断结果的图像信号。另外,接收装置 3 具有:显示部 45,其具有显示各种信息的显示功能和触摸面板等的信息输入功能;存储部 46,其保存图像数据等各种信息;控制部 47,其对接收装置 3 的各结构部的驱动进行控制;以及电力提供部 48,其对接收装置 3 的各结构部提供驱动电力。

[0047] 天线切换部 31 用于将接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号的接收天线切换到接收天线 6a ~ 6h 中的任一个。具体地说,在天线切换部 31 上通过线缆连接有多个接收天线 6a ~ 6h,从这些接收天线 6a ~ 6h 中切换到由天线选择部 34 选择的接收天线,通过这样切换的接收天线来接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号。在这种情况下,天线切换部 31 将通过接收天线 6a ~ 6h 中的任一个接收到的无线信号输出到信号强度检测部 32 和解调部 35。

[0048] 信号强度检测部 32 用于检测通过天线切换部 31 接收到的无线信号的接收强度。具体地说,信号强度检测部 32 对通过天线切换部 31 接收到的来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号的接收强度进行检测,将表示检测出的接收强度的模拟信号、例如 RSSI (Received Signal Strength Indicator:接收信号强度显示信号) 输出到 AD 转换部 33。AD 转换部 33 将由信号强度检测部 32 输入的 RSSI 的模拟信号转换为数字信号,并将所得到的 RSSI 的数字信号输出到天线选择部 34。

[0049] 天线选择部 34 如下发挥功能:从多个接收天线 6a ~ 6h 中选择最适合接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号的接收天线。具体地说,天线选择部 34 根据由 AD 转换部 33 输入的 RSSI 的数字信号,从多个接收天线 6a ~ 6h 中选择来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号的接收强度为最强的接收天线,对天线切换部 31 的切换动作进行控制使得切换到这样选择的接收天线。

[0050] 解调部 35 用于将通过天线切换部 31 接收到的来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号解调为图像信号。具体地说,解调部 35 对通过天线切换部 31 接收到的来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号进行解调处理等,将该无线信号解调成作为基带信号的图像信号。该图像信号是至少包含由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的图像数据、包含在每一帧内的垂直同步信号、一帧内的每个线中包含的水平同步信号、以及图像数据的白平衡系数等参数的串行信号。解调部 35 将上述图像信号输出到同步检测部 36 和二值化部 37。

[0051] 同步检测部 36 用于对包含在由解调部 35 解调得到的图像信号中的垂直同步信号进行检测。具体地说,同步检测部 36 按每一帧检测包含在从解调部 35 输入的图像信号中的垂直同步信号,在每次检测出上述垂直同步信号的情况下,对 AND 门 38 输出高电平的信号。

[0052] 二值化部 37 用于对由解调部 35 解调得到的图像信号进行二值化。具体地说,二值化部 37 对从解调部 35 输入的图像信号例如进行将规定的基准电压值与图像信号的电压值进行比较的比较处理,根据其比较处理结果对图像信号进行二值化。在这种情况下,二值化部 37 将作为进行了二值化得到的图像信号的二值化信号 S1 输出到 AND 门 38。

[0053] AND 门 38 用于控制对后级的图像处理部 39、图像判断部 40、以及数据生成部 41 的二值化信号 S1 的输出。具体地说,AND 门 38 在从同步检测部 36 输入了上述的高电平的信号的情况下输出来自二值化部 37 的二值化信号 S1。即,AND 门 38 结合由同步检测部 36 检测出图像信号的垂直同步信号的定时,将二值化信号 S1 输出到图像处理部 39、图像判断部

40、以及数据生成部 41。

[0054] 图像处理部 39 用于生成基于二值化信号 S1 的图像数据。具体地说,图像处理部 39 通过 AND 门 38 来接收二值化信号 S1,对接收到的二值化信号 S1 进行规定的图像处理等从而生成帧单位的图像数据。该图像数据是例如由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的被检体 1 内的图像数据。图像处理部 39 将这样生成的图像数据输出到控制部 47。在此,二值化信号 S1 如上所述那样由 AND 门 38 控制输出的定时。因此,图像处理部 39 在对上述二值化信号 S1 进行规定的图像处理的情况下能够容易地检测二值化信号 S1 的水平同步信号和垂直同步信号。

[0055] 图像判断部 40 用于判断由图像处理部 39 生成的图像数据的有效 / 无效。具体地说,图像判断部 40 通过 AND 门 38 来接收二值化信号 S1,按每一帧检测包含在接收到的二值化信号 S1 (即进行二值化得到的图像信号) 中的水平同步信号,并根据上述每一帧的水平同步信号的检测数量来判断图像数据的有效 / 无效。在这种情况下,如果从一帧的图像数据中检测出的水平同步信号的检测数量为规定的阈值以上,则图像判断部 40 判断为根据该图像信号而生成的图像数据是有效的数据,如果该水平同步信号的检测数量不到规定的阈值,则图像判断部 40 判断为根据该图像信号而生成的图像数据是无效的数据。在此,二值化信号 S1 如上所述那样由 AND 门 38 控制输出的定时。因此,图像判断部 40 在判断基于上述二值化信号 S1 的图像数据的有效 / 无效的情况下能够容易地检测二值化信号 S1 的水平同步信号。之后,图像判断部 40 将这种图像数据的判断结果输出到控制部 47,并且将与该判断结果对应的二值化的判断结果信号 S2 输出到数据生成部 41。例如在判断为有效的图像数据的情况下,将该判断结果信号 S2 作为表示该判断结果 (有效) 的高电平的信号而输出,在判断为无效的图像数据的情况下,将该判断结果信号 S2 作为表示该判断结果 (无效) 的低电平的信号而输出。

[0056] 此外,上述的有效图像数据是噪声少的图像数据,是一帧内的线数量为规定的阈值以上的帧单位的图像数据。另一方面,无效的图像数据是噪声多的图像数据,是一帧内的线数量不到规定的阈值的帧单位的图像数据。

[0057] 数据生成部 41 用于生成在包含在二值化信号 S1 中的消隐部分中包含有判断结果信号 S2 内的判断结果的图像信号即输出用数据。具体地说,数据生成部 41 通过 AND 门 38 来接收二值化信号 S1 并且检测二值化信号 S1 的消隐部分,并且从图像判断部 40 接收判断结果信号 S2,对该二值化信号 S1 的消隐部分附加判断结果信号 S2。此外,该消隐部分是位于紧接在包含在二值化信号 S1 中的帧单位的图像数据之后的消隐期间的区域。因而,数据生成部 41 将与图像数据的判断结果对应的判断结果信号 S2 附加到位于紧接在该图像数据之后的消隐部分。在此,二值化信号 S1 如上所述那样由 AND 门 38 控制输出定时。因此,数据生成部 41 能够按每一帧容易地检测出上述二值化信号的 S1 的消隐部分,并且不损失图像数据而能够在该消隐部分附加判断结果信号 S2。之后,数据生成部 41 将这样在二值化信号 S1 的消隐部分附加判断结果信号 S2 而得到的附加二值化信号 S3 (即上述的输出用数据) 输出到 AND 门 43。

[0058] 连接检测部 42 用于检测接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接。具体地说,连接检测部 42 对伴随通过线缆 8 的接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接而产生的电气导通进行检测,从而检测将接收装置 3 与监视装置 7 进行了连接的意思。上述连接检测部 42 在检测

出接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接的情况下,对 AND 门 43 输出高电平的信号。AND 门 43 在从数据生成部 41 接收附加二值化信号 S3 并且从连接检测部 42 接收到高电平的信号的情况下,将该附加二值化信号 S3 输出到差动传送 I/F 44。即,在将接收装置 3 与监视装置 7 进行了连接的情况下,附加二值化信号 S3 被输出到差动传送 I/F 44。

[0059] 差动传送 I/F 44 用于向监视装置 7 串行传送由接收装置 3 所获取的图像数据和该图像数据的判断结果。具体地说,差动传送 I/F 44 例如利用通过 LVDS(Low Voltage Differential Signaling: 低压差分信号) 等差动方式将串行信号输出到外部的串行接口来实现,通过线缆 8 连接到监视装置 7 上。在这种情况下,线缆 8 是具有一对差动传送线 D+、D- 的差动传送用的线缆。差动传送 I/F 44 将通过 AND 门 43 输入的附加二值化信号 S3 输出到线缆 8。这样由差动传送 I/F 44 输出的附加二值化信号 S3 通过线缆 8 以差动方式被串行传送到监视装置 7。此外,该附加二值化信号 S3(输出用数据)是如上所述那样在二值化信号 S1 的消隐部分附加了判断结果信号 S2 的串行信号,即,是在紧接着帧单位的图像数据之后的消隐部分附加了图像数据的判断结果的图像信号。

[0060] 显示部 45 根据控制部 47 的控制来显示各种信息,例如显示与被检体 1 有关的信息。作为与该被检体 1 有关的信息,例如可以举出被检体 1 的患者姓名、确定被检体 1 的患者 ID、年龄、性别、检查日期(吞服了胶囊型内窥镜 2 的日期)等。另外,显示部 45 具有触摸面板等的信息输入功能,将对控制部 47 进行指示的信息输出到控制部 47。

[0061] 存储部 46 能够可安装和拆卸地插入安装上述的便携式记录介质 5,将由控制部 47 指示存储的信息、例如由图像处理部 39 生成的图像数据依次保存到便携式记录介质 5 中。此外,存储部 46 也可以通过具有 RAM 或快闪存储器等存储器 IC,从而由存储部 46 自身存储图像数据等信息。

[0062] 控制部 47 使用执行处理程序的 CPU(Central Processing Unit: 中央处理单元)、预先记录有处理程序等的 ROM、以及存储各处理的运算参数或输入到控制部 47 的各种输入信息等的 RAM 来实现,对接收装置 3 的各结构部的驱动进行控制。例如,控制部 47 进行与显示部 45 之间的数据的输入输出控制,并且进行显示部 45 的显示动作、对存储部 46 的数据保存动作或数据读出动作等的控制。另外,控制部 47 进行如下控制:将由图像判断部 40 判断为无效的无效图像数据不保存到存储部 46 中而删除,将判断为有效的有效图像数据保存到存储部 46 中。在这种情况下,控制部 47 接收由图像处理部 39 生成的图像数据,并且从图像判断部 40 接收该图像数据的有效/无效的判断结果,如果该判断结果表示有效,则将该图像数据作为有效的图像数据而保存到存储部 46 中,如果该判断结果表示无效,则将该图像数据作为无效的图像数据而删除。即,由图像判断部 40 输入到控制部 47 的判断结果是如上所述那样判断了图像数据的有效/无效的信息,并且是判断是否将由图像处理部 39 输出到控制部 47 的图像数据保存到存储部 46 中的信息。

[0063] 接着,说明监视装置 7 的结构。如图 2 所示,监视装置 7 具有:差动传送 I/F 71,其通过线缆 8 从接收装置 3 输入图像数据以及该图像数据的判断结果;连接检测部 72,其对接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接进行检测;开关电路 73,其输出不通过接收装置 3 而从胶囊型内窥镜 2 接收到的图像信号和通过差动传送 I/F 71 从接收装置 3 接收到的图像信号中的任一个;图像处理部 74,其根据通过开关电路 73 输入的图像信号来生成图像数据;以及判断结果检测部 75,其对在图像信号中附加的图像数据的判断结果进行检测。另

外,监视装置 7 具有:显示部 76,其显示由图像处理部 74 生成的图像数据和表示该图像数据是否被保存在接收装置 3 中的信息;控制部 77,其对监视装置 7 的各结构部的驱动进行控制;以及电力提供部 78,其向监视装置 7 的各结构部提供驱动电力。

[0064] 另外,监视装置 7 具有不通过接收装置 3 而接收来自胶囊型内窥镜 2 的图像信号的功能。即,监视装置 7 具有:接收天线 80,其接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号;解调部 81,其将通过接收天线 80 接收到的无线信号解调为图像信号;同步检测部 82,其检测包含在由解调部 81 解调得到的图像信号中的垂直同步信号;二值化部 83,其对由解调部 81 解调得到的图像信号进行二值化;以及 AND 门 84,其对由二值化部 83 进行二值化得到的图像信号的输出进行控制。此外,AND 门 84 将由该二值化部 83 进行二值化得到的图像信号输出到开关电路 73。

[0065] 差动传送 I/F 71 用于输入通过线缆 8 从接收装置 3 串行传送的图像数据和该图像数据的判断结果。具体地说,差动传送 I/F71 例如使用输入通过 LVDS 等差动方式串行传送的信号的串行接口来实现,通过线缆 8 连接到接收装置 3 的差动传送 I/F 44。在这种情况下,差动传送 I/F 71 输入通过线缆 8 从差动传送 I/F 44 串行传送的附加二值化信号 S3,并将所输入的附加二值化信号 S3 输出到开关电路 73。

[0066] 连接检测部 72 用于检测接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接。具体地说,连接检测部 72 检测伴随通过线缆 8 的接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接而产生的电气导通,从而检测接收装置 3 与监视装置 7 被连接的意思。上述连接检测部 72 在检测出接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接的情况下,对控制部 77 输出接收装置 3 与监视装置 7 被连接的意思的检测结果。

[0067] 开关电路 73 进行开关动作,在由连接检测部 72 检测出接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接的情况下将差动传送 I/F 71 与图像处理部 74 及判断结果检测部 75 进行电气连接,在没有检测出接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接的情况下将 AND 门 84 和图像处理部 74 进行电气连接。即,在接收装置 3 与监视装置 7 通过线缆 8 被连接的情况下,通过差动传送 I/F 71 从接收装置 3 接收到的附加二值化信号 S3 经由开关电路 73 被输入到图像处理部 74 和判断结果检测部 75。另一方面,由二值化部 83 进行二值化得到的图像信号(即不通过接收装置 3 而从胶囊型内窥镜 2 接收到的图像信号)在接收装置 3 与监视装置 7 没有被连接的情况下通过开关电路 73 被输入到图像处理部 74 和判断结果检测部 75。

[0068] 图像处理部 74 用于生成在显示部 76 上进行监视显示的图像数据。具体地说,图像处理部 74 通过开关电路 73 从差动传送 I/F 71 接收附加二值化信号 S3,并对接收到的附加二值化信号 S3 进行规定的图像处理等,从而生成帧单位的图像数据。该图像数据是由上述接收装置 3 获取的图像数据。图像处理部 74 将这样生成的图像数据输出到控制部 77。

[0069] 判断结果检测部 75 用于检测通过接收装置 3 获取的图像数据的判断结果。具体地说,判断结果检测部 75 通过开关电路 73 从差动传送 I/F 71 接收附加二值化信号 S3,并检测包含在接收到的附加二值化信号 S3 中的图像数据的判断结果。包含在上述附加二值化信号 S3 中的图像数据的判断结果表示该图像数据的有效/无效(即是否被保存在接收装置 3 中),通过如上所述那样在图像信号的消息部分附加的高电平或低电平的信号来表示。判断结果检测部 75 将检测出的图像数据的判断结果输出到控制部 77。由上述判断结果检测部 75 输出到控制部 77 的判断结果可以表示图像数据的有效/无效,也可以表示图

像数据是否被保存在接收装置 3 中。

[0070] 显示部 76 用于对接收装置 3 所获取的图像数据进行监视显示。具体地说,显示部 76 使用液晶显示器或有机 EL 显示器等来实现,对由控制部 77 指示显示的各种信息进行显示。在这种情况下,显示部 76 例如显示由图像处理部 74 生成的图像数据和与由判断结果检测部 75 检测出的判断结果对应的信息。与该判断结果对应的信息是例如表示监视显示的图像数据是否被保存在接收装置 3 中的信息。此外,显示部 76 可以具有触摸面板等的信息输入功能,也可以将对控制部 77 进行指示的信息输入到控制部 77。

[0071] 控制部 77 使用执行处理程序的 CPU、预先记录有处理程序等的 ROM、存储各处理的运算参数或输入到控制部 47 的各种输入信息等的 RAM 来实现,对监视装置 7 的各结构部的驱动进行控制。例如,控制部 77 进行与显示部 76 之间的数据的输入输出的控制,进行显示部 76 的显示动作的控制。在这种情况下,控制部 77 在显示部 76 上显示由图像处理部 74 生成的图像数据,如果由连接检测部 72 检测出接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接,则在显示部 76 上与该图像数据相对应地显示与由判断结果检测部 75 检测出的判断结果对应的信息。

[0072] 另外,控制部 77 根据来自连接检测部 72 的检测结果来控制开关电路 73 的开关动作。具体地说,控制部 77 在从连接检测部 72 接收到检测出接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接的意思的检测结果的情况下,对开关电路 73 的开关动作进行控制使得将差动传送 I/F 71 与图像处理部 74 及判断结果检测部 75 进行电气连接。在这种情况下,控制部 77 也可以使解调部 81 的驱动停止。由此,控制部 77 能够减少在通过线缆 8 将接收装置 3 与监视装置 7 进行了连接的状态下对来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号进行解调的解调部 81 的无用的动作所消耗的驱动电力。

[0073] 另一方面,控制部 77 在没有从连接检测部 72 接收到这种检测结果的情况下,对开关电路 73 的开关动作进行控制使得将 AND 门 84 与图像处理部 74 及判断结果检测部 75 进行电气连接。在这种情况下,监视装置 7 如下发挥功能:不通过接收装置 3 而使用接收天线 80 来接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号,并在显示部 76 上显示基于接收到的无线信号的图像数据。

[0074] 接收天线 80 在没有通过线缆 8 来连接接收装置 3 与监视装置 7 的状态下,不通过接收装置 3 而由监视装置 7 单独地接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号。具体地说,接收天线 80 接收包含有由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的图像数据的无线信号,并将接收到的无线信号输出到解调部 81。

[0075] 解调部 81 对通过接收天线 80 接收到的来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号进行解调处理等,并与上述的接收装置 3 的解调部 35 的情况同样地将该无线信号解调为作为基带信号的图像信号。解调部 81 将得到的图像信号输出到同步检测部 82 和二值化部 83。

[0076] 同步检测部 82 按每一帧检测包含在从解调部 81 输入的图像信号中的垂直同步信号,在每次检测出上述垂直同步信号的情况下,对 AND 门 84 输出高电平的信号。二值化部 83 与上述的接收装置 3 的二值化部 37 同样地,对从解调部 81 输入的图像信号进行二值化,将作为进行二值化得到的图像信号的二值化信号输出到 AND 门 84。

[0077] AND 门 84 在从同步检测部 82 输入了上述的高电平的信号的情况下将来自二值化部 83 的二值化信号输出到开关电路 73。即,AND 门 84 结合由同步检测部 82 检测出图像信

号的垂直同步信号的定时,将来自二值化部 83 的二值化信号输出到开关电路 73。

[0078] 在此,在没有将接收装置 3 与监视装置 7 进行连接的情况下,开关电路 73 如上所述那样根据控制部 77 的控制来将 AND 门 84 与图像处理部 74 进行电气连接。在这种情况下,图像处理部 74 通过开关电路 73 接收来自二值化部 83 的二值化信号,并对该二值化信号进行规定的图像处理,从而生成帧单位的图像数据。该图像数据是由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的图像数据,是不通过接收装置 3 而由监视装置 7 单独地获取的图像数据。图像处理部 74 将这样生成的图像数据输出到控制部 77。控制部 77 在显示部 76 上显示由该图像处理部 74 生成的图像数据。

[0079] 另一方面,来自上述二值化部 83 的二值化信号通过开关电路 73 还被输入到判断结果检测部 75,但是不包含如上所述的附加二值化信号 S3 那样的图像数据的判断结果。因此,判断结果检测部 75 难以检测包含在来自上述二值化部 83 的二值化信号中的图像数据的正确的判断结果。因而,控制部 77 在从连接检测部 72 没有接收到检测出接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接的意思的检测结果的情况下,可以使判断结果检测部 75 的驱动停止,还可以删除在这种情况下由判断结果检测部 75 输入的检测结果(删除检测结果)。另外,控制部 77 在没有从连接检测部 72 接收到检测出接收装置 3 与监视装置 7 之间的连接的意思的检测结果的情况下,也可以将由图像处理部 74 生成的图像数据显示在显示部 76 上,并且将表示该显示的图像数据是不通过接收装置 3 而由监视装置 7 单独地获取的图像数据的信息显示在显示部 76 上。

[0080] 接着,说明在二值化信号 S1 的消隐部分附加图像数据的判断结果而生成上述的输出用数据的数据生成部 41 的动作。图 3 是说明生成在二值化信号 S1 中附加了图像数据的判断结果的输出用数据即附加二值化信号 S3 的动作的示意图。如图 3 所示,二值化信号 S1 是作为包含有图像数据等的期间的一帧期间与没有包含图像数据等的消隐期间交替地排列的串行信号,例如在每一帧期间内分别具有帧数据 D1、D2,在各个紧接在上述帧数据 D1、D2 之后的消隐期间内分别具有消隐部分 B1、B2。此外,该帧数据是指包含有一帧的图像数据、垂直同步信号和水平同步信号、以及白平衡系数等参数的数据。

[0081] 在此,例示如下情况:图像判断部 40 将包含在帧数据 D1 中的图像数据判断为有效的数据,将包含在帧数据 D2 中的图像数据判断为无效的数据。在这种情况下,数据生成部 41 通过 AND 门 38 接收包含帧数据 D1、D2 的二值化信号 S1,并且从图像判断部 40 接收判断结果信号 S2,该判断结果信号 S2 以规定的间隔排列了帧数据 D1 的图像数据为有效的意思的判断结果数据(即高电平的信号)和帧数据 D2 的图像数据为无效的意思的判断结果数据(即低电平的信号)。

[0082] 之后,数据生成部 41 检测接收到的二值化信号 S1 的消隐部分 B1、B2,如图 3 所示,在上述消隐部分 B1、B2 中分别附加判断结果信号 S2 的判断结果数据 R1、R2。在这种情况下,如上所述那样由 AND 门 38 控制二值化信号 S1 的输出定时,因此数据生成部 41 能够容易地检测消隐部分 B1、B2,并且不损失帧数据 D1、D2 的图像数据(例如在帧数据 D1、D2 中不叠加判断结果数据 R1)而能够在消隐部分 B1、B2 中分别附加判断结果数据 R1、R2。

[0083] 这样,数据生成部 41 生成在二值化信号 S1 中附加了判断结果信号 S2 的附加二值化信号 S3。在这种情况下,如图 3 所示,附加二值化信号 S3 在帧数据 D1 的后面排列判断结果数据 R1,在帧数据 D2 的后面排列判断结果数据 R2。即,附加二值化信号 S3 具有分别包

含在帧数据 D1、D2 中的帧单位的图像数据,并且具有将帧数据 D1 的图像数据设为有效的数据(保存在接收装置 3 中的图像数据)的判断结果和将帧数据 D2 的图像数据设为无效的数据(没有保存在接收装置 3 中的图像数据)的判断结果。数据生成部 41 将这样生成的附加二值化信号 S3 输出到 AND 门 43。

[0084] 此外,数据生成部 41 即使在接收到包含一个以上的帧数据的二值化信号的情况下,也与包含上述帧数据 D1、D2 的二值化信号 S1 的情况几乎同样地,附加判断结果信号 S2 而生成附加二值化信号 S3。

[0085] 采用了这种结构的接收装置 3 能够将由上述数据生成部 41 附加图像数据的判断结果而得到的图像信号串行传送到监视装置 7,因此与将所保存的图像数据的各色彩信号和同步信号(水平同步信号和垂直同步信号)输出到监视装置的以往的接收装置相比,可减少用于向监视装置 7 传送图像数据等的线缆(即信号传送线路)的个数。由此,可减少从接收装置 3 对监视装置 7 传送图像信号等时的 EMI (Electro Magnetic Interference: 电磁干扰)、即可提高抗噪声能力。

[0086] 并且,这种接收装置 3 将在对来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号进行解调而得到的图像信号中附加图像数据的判断结果而得到的图像信号串行传送到监视装置 7,因此可省略用于生成所保存的图像数据的各色彩信号(RGB)和同步信号的信号生成电路。在这种情况下,例如可省略用于分别得到各色彩信号的增益的三个运算放大器和用于生成同步信号的晶体振荡器。因而,接收装置 3 能够将来自胶囊型内窥镜 2 获取的图像数据和图像判断部 40 的判断结果串行传送到监视装置 7,并且与内置有上述信号生成电路的以往的接收装置相比能够使电路规模小型化。

[0087] 接着,说明对包含在从接收装置 3 串行传送的附加二值化信号 S3 中的图像数据的判断结果进行检测的判断结果检测部 75 的动作。图 4 是说明对包含在附加二值化信号 S3 中的图像数据的判断结果进行检测的动作的示意图。如图 4 所示,判断结果检测部 75 使用与上述的二值化信号 S1 的消隐期间对应的间隔来检测高电平或低电平的信号的判断结果检测信号 S4,来检测包含在附加二值化信号 S3 中的图像数据的判断结果。

[0088] 例如,如图 4 所示,判断结果检测部 75 在接收到包含上述帧数据 D1、D2 的附加二值化信号 S3 的情况下,使用判断结果检测信号 S4 来依次检测判断结果数据 R1 和判断结果数据 R2。在这种情况下,判断结果检测部 75 将判断结果数据 R1 作为高电平的信号而进行检测,将排列在紧接在该判断结果数据 R1 之前的帧数据 D1 的图像数据为有效的图像数据(被保存在接收装置 3 中的图像数据)的意思的判断结果输出到控制部 77。另外,判断结果检测部 75 将判断结果数据 R2 作为低电平的信号而进行检测,将排列在紧接在该判断结果数据 R2 之前的帧数据 D2 的图像数据为无效的图像数据(没有被保存在接收装置 3 中的图像数据)的意思的判断结果输出到控制部 77。

[0089] 在此,上述的二值化信号 S1 的占空比有时由于在接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号时接收装置 3 的接收灵敏度下降而发生分散(例如产生细小的脉宽)。因此,在由接收装置 3 和监视装置 7 双方进行包含在这种二值化信号 S1 中的图像数据的有效/无效的判断处理的情况下,双方所得到的图像数据的判断结果可能即使是关于相同的二值化信号 S1 的判断结果也不一致。这种情况是由于存在如下情况而引起:由于接收装置 3 和监视装置 7 分别内置的晶体振子的公差,在由接收装置 3 和监视装置 7 双方检测出相同的二值化

信号 S1 的水平同步信号的结果即水平同步信号的检测数量产生差。

[0090] 与此相对,判断结果检测部 75 即使不像上述的图像判断部 40 那样根据水平同步信号的检测数量来判断图像数据的有效/无效,也能够根据附加二值化信号 S3 来检测出图像数据的判断结果。包含在这种附加二值化信号 S3 中的判断结果数据是与由上述的图像判断部 40 已经判断的图像数据的判断结果对应的数据。因而,判断结果检测部 75 能够根据上述附加二值化信号 S3 来检测出与上述图像判断部 40 的图像数据的判断结果相同的判断结果。控制部 77 能够按由接收装置 3 获取的每一个图像数据,从判断结果检测部 75 得到与上述图像判断部 40 的图像数据的判断结果相同的判断结果。

[0091] 接着,具体地说明显示部 76 的监视显示。图 5 是表示显示部 76 的显示内容的一个具体例的示意图。显示部 76 根据控制部 77 的控制对各种信息进行监视显示。在这种情况下,例如如图 5 所示,显示部 76 显示:由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的图像数据 101、表示图像数据 101 是否被保存在接收装置 3 中的保存有无信息 102、表示处于接收装置 3 与监视装置 7 被连接的状态的意思的连接状态信息 103、以及表示监视装置 7 的驱动电力的剩余量的电源剩余量信息 104。

[0092] 显示部 76 例如如图 5 所示的图像数据 101 那样,依次显示由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的图像数据。在这样监视显示的图像数据 101 是由接收装置 3 获取的图像数据(即从接收装置 3 传送到监视装置 7 的图像数据)的情况下,显示部 76 将保存有无信息 102 与图像数据 101 的显示同时进行显示。保存有无信息 102 是表示该图像数据 101 是否被保存在接收装置 3 中的信息,是与上述的图像判断部 40 的图像数据 101 的有效/无效的判断结果对应的信息。在上述图像数据 101 是没有被保存在接收装置 3 中的图像数据(即无效的图像数据)的情况下,如图 5 例示那样,将保存有无信息 102 作为表示没有被保存在该接收装置 3 中的意思的信息(例如“No Record.”)而进行显示。另一方面,在上述图像数据 101 是被保存在接收装置 3 中的图像数据(即有效的图像数据)的情况下,将保存有无信息 102 作为表示被保存在该接收装置 3 中的意思的信息(例如“Record.”)而进行显示。

[0093] 另外,在处于通过线缆 8 连接了接收装置 3 与监视装置 7 的状态的情况下,显示部 76 对表示其意思的连接状态信息 103 进行显示。并且,显示部 76 显示电源剩余量信息 104,并与监视装置 7 的驱动电力的剩余量相对应地改变电源剩余量信息 104 的显示状态。

[0094] 此外,也可以在同一画面上显示的图像数据 101 是没有被保存在接收装置 3 中的图像数据的情况下,将上述的保存有无信息 102 作为表示其意思的信息(如图 5 所示“No Record.”)而进行显示,如果该图像数据 101 是被保存在接收装置 3 中的图像数据,则不显示上述的保存有无信息 102。即,保存有无信息 102 也可以表示图像数据 101 是没有被保存在接收装置 3 中的图像数据的意思。与此相反,保存有无信息 102 可以表示图像数据 101 是被保存在接收装置 3 中的图像数据的意思,也可以在同一画面上显示的图像数据 101 是被保存在接收装置 3 中的图像数据的情况下进行显示。

[0095] 通过确认这种显示部 76 的显示内容,医生或护士等能够实时地对由接收装置 3 从胶囊型内窥镜 2 获取的图像数据(例如被检体 1 的图像数据)进行监视,并且能够正确地确认被监视显示的图像数据是否为被保存在接收装置 3 的存储部 46 中的图像数据。另外,医生或护士等能够确认是否处于连接了接收装置 3 与监视装置 7 的状态,并且能够容易地确认监视装置 7 的驱动电力的剩余量。

[0096] 另外,显示部 76 能够对由监视装置 7 单独获取的图像数据、即通过接收天线 80 从胶囊型内窥镜 2 接收到的图像数据进行监视显示,以代替通过这种接收装置 3 获取的图像数据 101。由此,医生或护士等能够不通过接收装置 3 而实时地对由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的被检体 1 内的图像数据进行监视。或者,能够通过对被检体 1 吞服前的胶囊型内窥镜 2 的图像数据进行监视,从而确认胶囊型内窥镜 2 是否在正常地进行动作。

[0097] 此外,在本发明的实施方式中,根据包含在图像信号中的水平同步信号的检测数来判断图像数据的有效/无效,但是本发明并不限于此,可以根据是否能够检测出包含在图像信号中的垂直同步信号来判断图像数据的有效/无效,也可以根据来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号的接收强度是否为规定的阈值以上来判断图像数据的有效/无效。另外,也可以检测包含在图像信号中的白平衡系数,根据检测出的白平衡系数是否为处于规定的容许范围内的值来判断图像数据的有效/无效,也可以在图像信号中预先叠加确定胶囊型内窥镜 2 的 ID 等特定信息,并根据是否能够从图像信号中检测出上述特定信息来判断图像数据的有效/无效。

[0098] 另外,在本发明的实施方式中,从图像判断部 40 输出作为有效的图像数据的意思的判断结果来作为高电平的信号,并从图像判断部 40 输出作为无效的图像数据的意思的判断结果来作为低电平的信号,但是本发明并不限于此,图像判断部 40 也可以将作为有效的图像数据的意思的判断结果作为低电平的信号而输出,并将作为无效的图像数据的意思的判断结果作为高电平的信号而输出。在这种情况下,判断结果检测部 75 可以通过检测叠加在消隐部分的低电平的信号来检测作为有效的图像数据的意思的判断结果,通过检测叠加在消隐部分的高电平的信号来检测作为无效图像数据的意思的判断结果。

[0099] 并且,数据生成部 41 将作为图像数据是否为向接收装置 3 的存储部 46 记录的记录对象的图像数据(即是否为有效的图像数据)的判断结果的记录要否信息附加在与该图像数据对应的图像信号中,但是并不限于此,也可以在上述图像信号中叠加该记录要否信息(即与图像数据的有效/无效的判断结果对应的信息),由此生成包含图像数据和该记录要否信息的输出用数据。

[0100] 另外,在本发明的实施方式中,在连接接收装置 3 与监视装置 7 的通信 I/F 中使用了差动传送 I/F,但是本发明并不限于此,上述通信 I/F 只要是 USB 或 RS232C 等串行 I/F 即可。在这种情况下,线缆 8 只要是可连接上述串行 I/F 的串行传送用的线缆即可。并且,上述串行 I/F 最好是如上所述那样的 LVDS 等差动传送 I/F。这是因为,通过使用差动传送 I/F 能够提高接收装置 3 与监视装置 7 之间的串行传送中的抗噪声能力,并且可实现降低功耗。

[0101] 如上所说明的那样,在本发明的实施方式中,根据包含由胶囊型内窥镜拍摄得到的图像数据的图像信号来判断图像数据的有效/无效,生成在该图像信号的消隐部分包含有该图像数据的判断结果的图像信号即输出用数据,将上述输出用数据通过串行传送而进行输出。因此,能够通过串行传送将进行了是否保存到存储部中的判断处理的图像数据和该判断结果输出到外部,因此不需要内置用于生成保存在存储部中的有效的图像数据的各色彩信号(RGB)和同步信号的电路,并且可减少将图像数据等传送到外部的线缆的个数。因而,可实现能够将胶囊型内窥镜接收到的图像数据与是否保存了该图像数据的信息一起输出到外部的接收装置的小型化以及节省电力。

[0102] 另外,具有输入通过本发明所涉及的接收装置而包含上述判断结果的图像信号的串行接口,对包含在通过该串行接口接收到的图像信号中的图像数据的判断结果进行检测,将该图像数据和与该判断结果对应的信息(是否为被保存的图像数据的信息)显示在同一画面上。因此,不像上述的接收装置那样判断图像数据的有效/无效,而能够获取与接收装置的图像数据的判断结果相同的判断结果,能够实时地对由接收装置获取的图像数据进行监视,并且可实现能够正确地确认被监视显示的图像数据是否为被保存在接收装置中的图像数据的监视装置的小型化以及节省电力。

[0103] 通过连接这种接收装置和监视装置,能够获取由胶囊型内窥镜拍摄得到的被检体内的图像数据、且促进装置规模的小型化以及节省电力,并且可实现能够正确地进行由上述接收装置获取的图像数据的监视和图像数据是否被保存在接收装置中的确认作业的被检体内信息获取系统。

[0104] 产业上的可利用性

[0105] 如上所述,本发明所涉及的接收装置、监视装置、以及使用了它们的被检体内信息获取系统用于由被检体内的胶囊型内窥镜拍摄得到的图像数据的接收以及监视,特别是适用于促进装置规模的小型化、并且是否将从上述胶囊型内窥镜接收到的图像数据作为有效的图像数据而保存在存储介质中的监视。

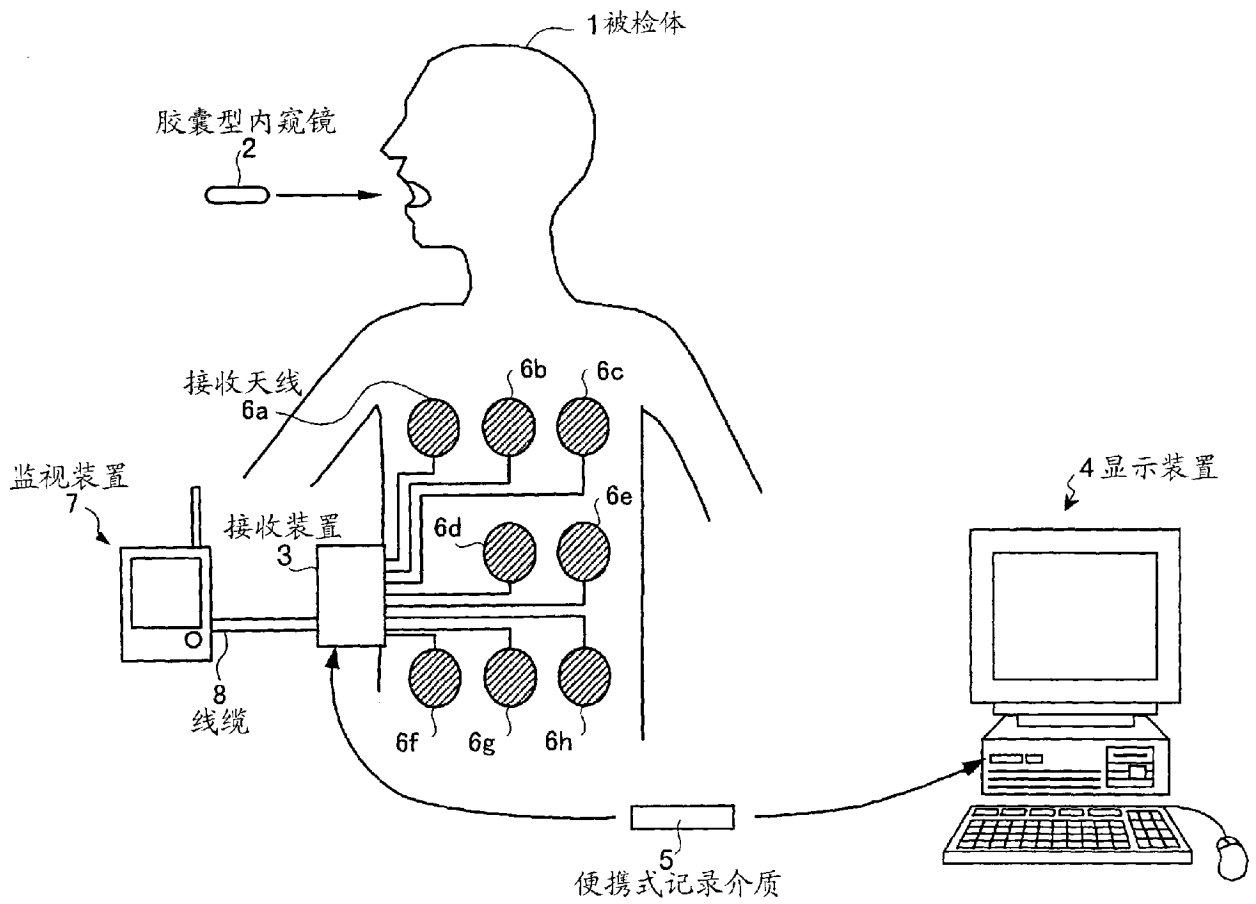


图 1

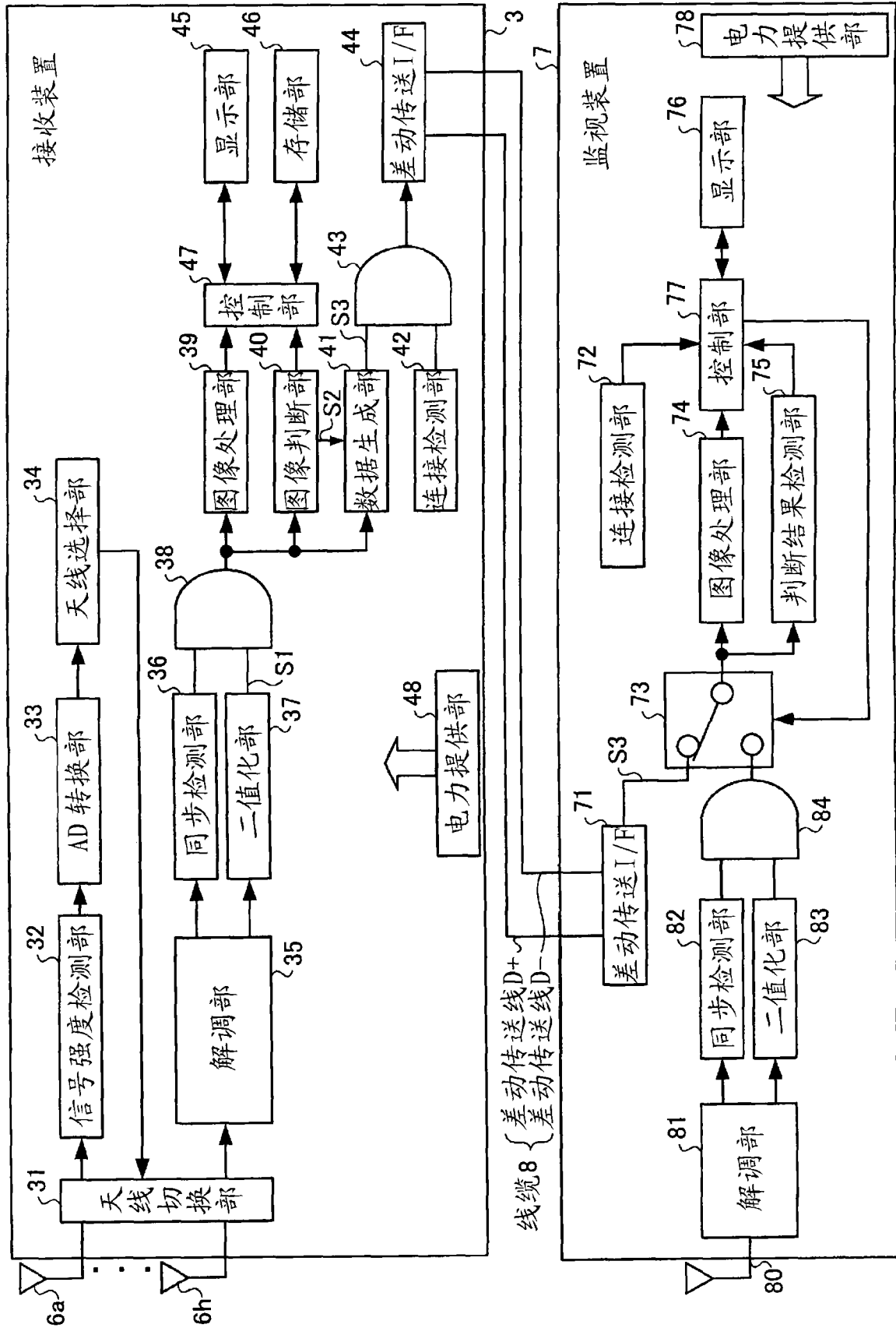


图 2

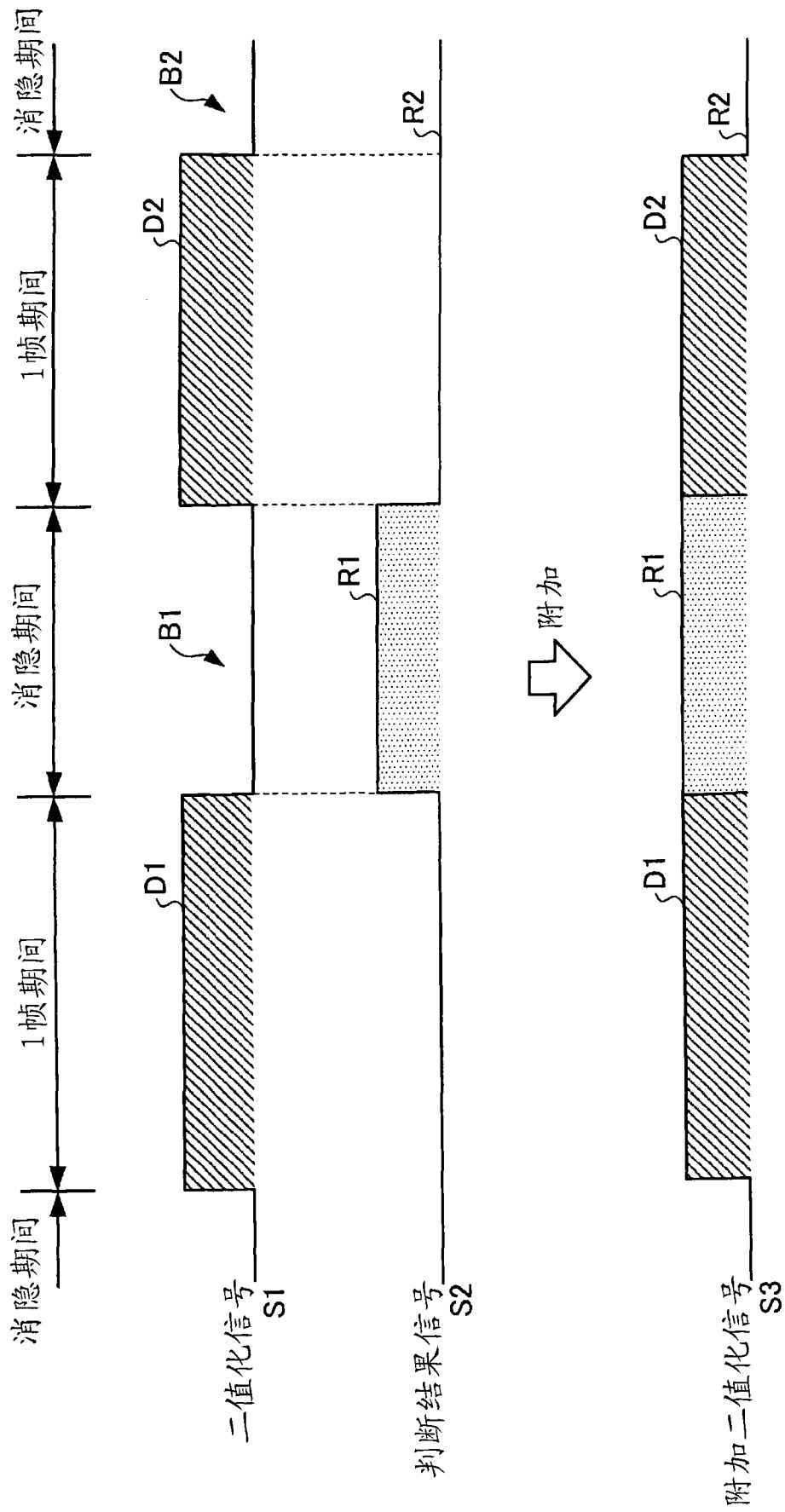


图 3

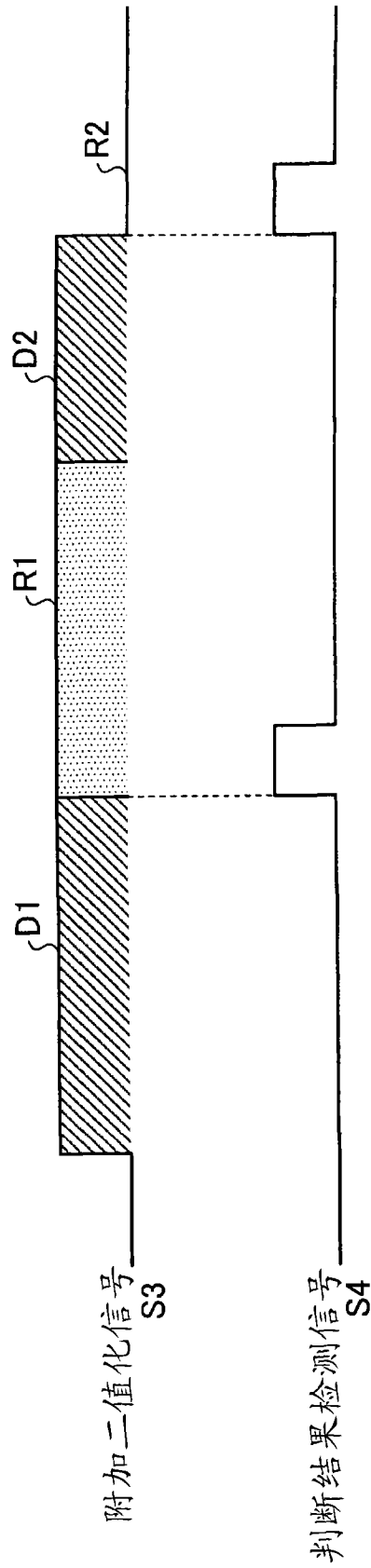


图 4

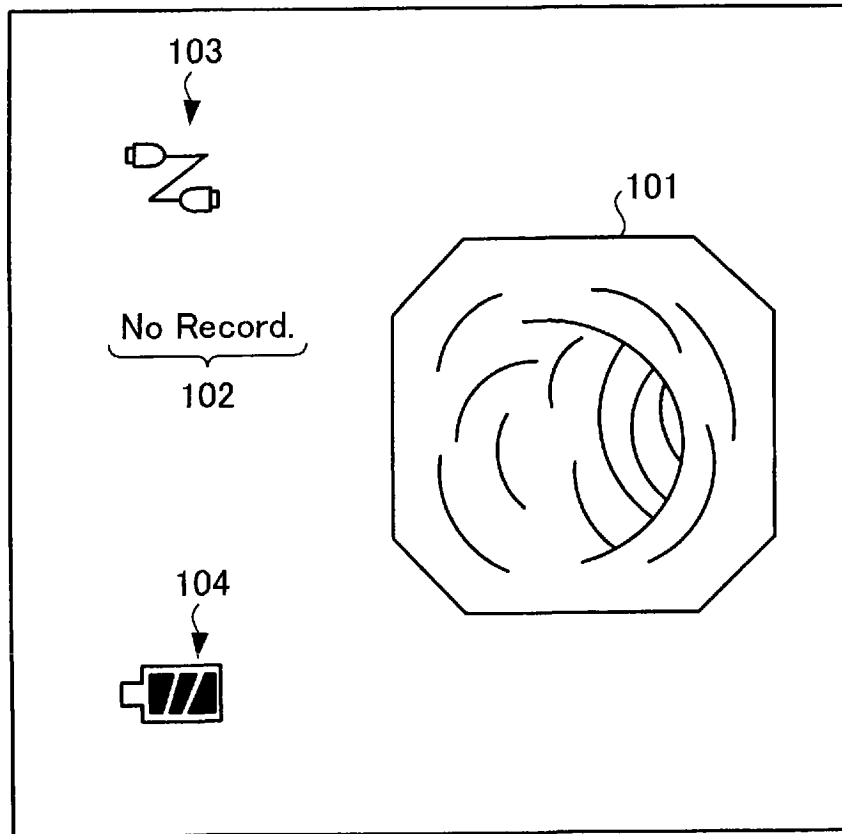


图 5

专利名称(译)	接收装置、监视装置及使用它们的被检体内信息获取系统		
公开(公告)号	CN101262809B	公开(公告)日	2010-09-08
申请号	CN200680033066.4	申请日	2006-09-08
[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	永濑绫子		
发明人	永濑绫子		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 G06F13/38		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/0002 A61B1/041 A61B1/00009 A61B1/0005 H04B17/0085 A61B1/00006		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	熊茜		
优先权	2005263113 2005-09-09 JP		
其他公开文献	CN101262809A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的在于能够正确地确认是否为被保存的图像数据，并且能够使装置规模小型化。本发明所涉及的被检体内信息获取系统具有：接收装置3，其从胶囊型内窥镜2获取图像数据；以及监视装置7，其显示由接收装置3获取的图像数据。接收装置3具有：图像判断部40，其判断所获取的图像数据的有效/无效；数据生成部41，其生成在图像信号中附加该判断结果的输出用数据；以及差动传送I/F 44，其将该输出用数据传送到监视装置7。监视装置7具有：判断结果检测部75，其检测包含在作为来自接收装置3的输出用数据的图像信号中的判断结果；以及显示部76，其显示基于该图像信号得到的图像数据和与该判断结果对应的信息。

