

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780002498.3

[43] 公开日 2009年2月18日

[11] 公开号 CN 101370423A

[22] 申请日 2007.3.26

[21] 申请号 200780002498.3

[30] 优先权

[32] 2006.3.24 [33] JP [31] 081950/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/056232 2007.3.26

[87] 国际公布 WO2007/111309 日 2007.10.4

[85] 进入国家阶段日期 2008.7.17

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

共同申请人 奥林巴斯医疗株式会社

[72] 发明人 松井亮

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所

代理人 刘新宇

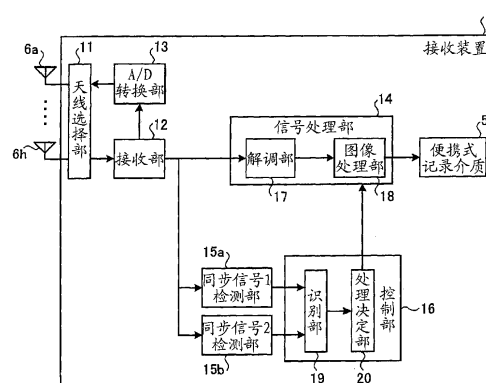
权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 7 页

[54] 发明名称

接收装置

[57] 摘要

以识别被检体内导入装置的种类、选择对于接收信号的信号处理的内容从而能够进行来自多种被检体内导入装置的数据接收处理作为课题，通过接收部 12 接收由表示数据的内容的主体数据部和被附加在该主体数据部上并具有按被检体内导入装置的每个种类而不同的特性信息的附加部构成的、从被检体内导入装置发送的串行数据，通过识别部 19 根据接收到的串行数据中的附加部的特性信息来识别被检体内导入装置的种类，处理决定部 20 根据该识别结果选择由信号处理部 14 进行的对于串行数据中的主体数据部的信号处理的内容，由此能够用一台接收装置进行适于不同种类的被检体内导入装置的接收信号的处理。



1. 一种接收装置，其特征在于，具备：

接收部，其接收从被检体内导入装置发送的串行数据，该串行数据由表示数据的内容的主体数据部、和作为表示处理的开始位置的信号而被附加在该主体数据部上并具有按上述被检体内导入装置的每个种类而不同的特性信息的附加部构成；

信号处理单元，其对接收到的上述串行数据中的上述主体数据部进行规定的信号处理；

识别单元，其根据接收到的上述串行数据中的上述附加部的特性信息来识别上述被检体内导入装置的种类；以及

处理决定单元，其根据该识别单元的识别结果，选择由上述信号处理单元进行的对上述主体数据部的信号处理的内容。

2. 根据权利要求1所述的接收装置，其特征在于，

上述处理决定单元在选择了信号处理的内容的情况下，进行锁定使得不切换为其它的信号处理的内容。

3. 根据权利要求1所述的接收装置，其特征在于，

上述接收部能够从作为被检体内导入装置的第一胶囊型内窥镜和第二胶囊型内窥镜接收包含图像数据的串行数据，其中，上述第二胶囊型内窥镜的摄像帧频和数据排列中的至少一个与该第一胶囊型内窥镜不同，

上述处理决定单元根据上述第一胶囊型内窥镜和上述第二胶囊型内窥镜而输出不同的时钟频率。

4. 根据权利要求1所述的接收装置，其特征在于，

上述附加部由前置信号用的前置部和同步信号用的同步信号部构成，

上述识别单元根据具有按上述被检体内导入装置的每个种类而模式不同的特性信息的同步信号部来识别上述被检体内导入装置的种类。

5. 根据权利要求4所述的接收装置，其特征在于，

具备多个同步检测部，上述多个同步检测部分别单独地检测按上述被检体内导入装置的每个种类而模式不同的上述同步信号部，

上述识别单元根据检测出同步信号的上述同步检测部来识别上述被检体内导入装置的种类。

6. 根据权利要求5所述的接收装置，其特征在于，

上述主体数据部包含ID信息部，该ID信息部具有按上述被检体内导入装置的每个种类而不同的ID信息，

上述识别单元根据检测出同步信号的上述同步检测部以及识别出的上述ID信息部的ID信息来识别上述被检体内导入装置的种类。

7. 根据权利要求4所述的接收装置，其特征在于，

上述附加部由前置信号用的前置部和同步信号用的同步信号部构成，

上述识别单元根据具有按上述被检体内导入装置的每个种类而前置信号的频率不同的特性信息的上述前置部来识别上述被检体内导入装置的种类。

8. 根据权利要求7所述的接收装置，其特征在于，

具备多个带通滤波器，上述多个带通滤波器的通频带不同使得分别单独地检测按上述被检体内导入装置的每个种类而不同的频率的前置信号，

上述识别单元根据检测出通过频率的前置信号的上述前置部的上述带通滤波器来识别上述被检体内导入装置的种类。

9. 根据权利要求1~8中的任一项所述的接收装置，其特征在于，

上述处理切换单元根据上述识别单元的识别结果，对作为

信号处理的内容的图像大小、帧频、图像处理方式中的至少一个进行切换。

接收装置

技术领域

本发明涉及一种对从例如被导入到被检体内来获取被检体内信息的胶囊型内窥镜等被检体内导入装置发送的信息进行规定的处理的接收装置。

背景技术

近年来，在内窥镜的领域中，出现了一种配备有摄像功能和无线通信功能的胶囊型内窥镜。该胶囊型内窥镜具有如下结构：为了进行观察(检查)而从作为被检体(人体)的被检查者的口中吞服该胶囊型内窥镜之后，直到从被检查者的生物体自然排出为止的观察期间，该胶囊型内窥镜例如在食道、胃、小肠等脏器的内部(体腔内)随着其蠕动运动而进行移动，并使用摄像功能依次进行摄像。

另外，在这些脏器内移动的该观察期间，由胶囊型内窥镜在体腔内拍摄得到的图像数据通过无线通信等无线通信功能依次被发送到被检体的外部，并被存储到被设置在外部的接收装置内的存储器中。通过被检查者携带具备该无线通信功能和存储功能的接收装置，被检查者在吞服胶囊型内窥镜之后直到排出为止的观察期间，也不会招致不自由而能够自由地行动。观察之后，能够由医生根据存储在接收装置的存储器中的图像数据，将体腔内的图像显示在显示器等显示单元上来进行诊断(例如参照专利文献1)。在这种胶囊型内窥镜中例如存在食道用、小肠用等的与摄影部位相应的胶囊，当到达相应的各脏器时进行其摄影。

专利文献1：日本特开2003-19111号公报

发明内容

发明要解决的问题

然而，在专利文献1等示出的以往的胶囊型内窥镜系统中，例如像小肠用胶囊专用的接收机那样，作为特定种类的胶囊型内窥镜专用来构成从胶囊型内窥镜接收数据的接收机。即，在一个接收机中，将图像大小、帧频、图像处理方式等固定的内容作为对象，没有考虑接收数据排列等不同的、来自多种胶囊型内窥镜的信号的情形。因此，很难使一个接收机对应于用于从各种胶囊型内窥镜进行接收。

本发明是鉴于上述问题而完成的，其目的在于提供一种接收装置，该接收装置识别被检体内导入装置的种类，决定对于来自被检体内导入装置的接收信号的信号处理的内容，由此能够进行来自多种被检体内导入装置的数据接收处理。

用于解决问题的方案

为了解决上述问题并达到目的，本发明所涉及的接收装置的特征在于，具备：接收部，其接收从被检体内导入装置发送的串行数据，该串行数据由表示数据的内容的主体数据部、和作为表示处理的开始位置的信号而被附加在该主体数据部的开头部分并具有按上述被检体内导入装置的每个种类而不同的特性信息的附加部构成；信号处理单元，其对接收到的上述串行数据中的上述主体数据部进行规定的信号处理；识别单元，其根据接收到的上述串行数据中的上述附加部的特性信息来识别上述被检体内导入装置的种类；以及处理决定单元，其根据该识别单元的识别结果，选择由上述信号处理单元进行的对上述主体数据部的信号处理的内容。

另外，本发明所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明

中，上述处理决定单元在选择信号处理的内容的情况下，进行锁定使得不切换为其它的信号处理的内容。

另外，本发明所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明中，上述接收部能够从作为被检体内导入装置的第一胶囊型内窥镜和第二胶囊型内窥镜接收包含图像数据的串行数据，其中，上述第二胶囊型内窥镜的摄像帧频与该第一胶囊型内窥镜不同，上述处理决定单元根据上述第一胶囊型内窥镜和上述第二胶囊型内窥镜而输出不同的时钟频率。

另外，本发明所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明中，上述附加部由前置信号用的前置部和同步信号用的同步信号部构成，上述识别单元根据具有按上述被检体内导入装置的每个种类而模式不同的特性信息的同步信号部来识别上述被检体内导入装置的种类。

另外，本发明所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明中，具备多个同步检测部，上述多个同步检测部分别单独地检测按上述被检体内导入装置的每个种类而模式不同的上述同步信号部，上述识别单元根据检测出同步信号的上述同步检测部来识别上述被检体内导入装置的种类。

另外，本发明所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明中，上述主体数据部包含ID信息部，该ID信息部具有按上述被检体内导入装置的每个种类而不同的ID信息，上述识别单元根据检测出同步信号的上述同步检测部以及识别出的上述ID信息部的ID信息来识别上述被检体内导入装置的种类。

另外，本发明所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明中，上述附加部由前置信号用的前置部和同步信号用的同步信号部构成，上述识别单元根据具有按上述被检体内导入装置的每个种类而前置信号的频率不同的特性信息的上述前置部来识

别上述被检体内导入装置的种类。

另外，本发明所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明中，具备多个带通滤波器，上述多个带通滤波器的通频带不同使得分别单独地检测按上述被检体内导入装置的每个种类而不同的频率的前置信号，上述识别单元根据检测出通过频率的前置信号的上述前置部的上述带通滤波器来识别上述被检体内导入装置的种类。

另外，本发明所涉及的接收装置的特征在于，在上述发明中，上述处理切换单元根据上述识别单元的识别结果，对作为信号处理的内容的图像大小、帧频、图像处理方式中的至少一个进行切换。

发明的效果

根据本发明所涉及的接收装置，接收由表示数据的内容的主体数据部和作为表示处理的开始位置的信号而被附加在该主体数据部上并具有按被检体内导入装置的每个种类而不同的特性信息的附加部构成的、从被检体内导入装置发送的串行数据，根据接收到的串行数据中的附加部的特性信息来识别被检体内导入装置的种类，根据该识别结果决定由信号处理单元进行的对于串行数据中的主体数据部的信号处理的内容，因此起到如下效果：能够用一台接收装置来进行适于不同种类的被检体内导入装置的接收信号的处理，并对多种被检体内导入装置实现接收装置的共用化。

附图说明

图1是表示实施方式1所涉及的包含接收装置的被检体内导入系统的整体结构的示意图。

图2是表示两种胶囊A、B的串行数据的结构例的说明图。

图3是表示接收装置的结构示意性的框图。

图4是表示应用于变形例的三种胶囊A1、A2、B的串行数据的结构例的说明图。

图5是表示应用于变形例的接收装置的结构示意性的框图。

图6是表示不同种类的胶囊a、b的串行数据的结构例以及前置信号例的说明图。

图7是表示实施方式2的接收装置的结构示意性的框图。

附图标记说明

2: 胶囊型内窥镜; 3: 接收装置; 12: 接收部; 14: 信号处理部; 15a: 同步信号1检测部; 15b: 同步信号2检测部; 19: 识别部; 20: 处理决定部; 31a、31b: 带通滤波器; 33: 识别部; 34: 处理决定部。

具体实施方式

下面, 根据附图详细说明本发明所涉及的接收装置的实施方式。此外, 本发明并不限于这些实施方式, 在不脱离本发明要旨的范围内可进行实施方式的各种变更。

(实施方式1)

图1是表示本实施方式1所涉及的包含接收装置的被检体内导入系统的整体结构的示意图。如图1所示, 本实施方式1所涉及的被检体内导入系统具备: 胶囊型内窥镜2, 其被导入到被检体1的内部, 沿着通过路径进行移动; 接收装置3, 其接收从胶囊型内窥镜2发送的、包含被检体内信息的无线信号; 显示装置4, 其对包含在由接收装置3接收到的无线信号中的被检体内信息的内容进行显示; 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之间的信息的传送。

显示装置4用于显示由接收装置3接收到的、由胶囊型内窥镜2拍摄的被检体内图像等，具有根据可由便携式记录介质5得到的数据进行图像显示的如工作站等那样的结构。具体地说，显示装置4可以是通过CRT显示器、液晶显示器等直接显示图像等的结构，也可以是如打印机等那样向其它介质输出图像等的结构。

便携式记录介质5相对于接收装置3和显示装置4可安装和拆卸，具有在对两者安装时可进行信息的输出以及记录的结构。具体地说，在胶囊型内窥镜2在被检体1的体腔内进行移动的期间，便携式记录介质5被安装到接收装置3上来存储被检体内图像。并且，具有如下结构：在从被检体1排出胶囊型内窥镜2之后，从接收装置3取出该便携式记录介质5而安装到显示装置4上，由显示装置4读出所记录的数据。通过利用小型快闪(注册商标)存储器等便携式记录介质5进行接收装置3与显示装置4之间的数据的传送，与在接收装置3和显示装置4之间进行有线连接的情况不同，即使当胶囊型内窥镜2在被检体1内部移动的过程中，被检体1也可自由地行动。

例如使用环形天线形成接收天线6a~6h。上述环形天线在被固定在被检体1的身体表面的规定位置上的状态下被使用，接收天线6a~6h最好具备用于将环形天线固定在被检体1的身体表面上的固定单元。

胶囊型内窥镜2用于作为被检体内导入装置的一例而发挥功能，该胶囊型内窥镜2用于被导入到被检体1内来对被检体1执行规定功能，并与被配置在被检体1外部的接收装置3之间进行无线通信。具体地说，胶囊型内窥镜2具有摄像功能，并且具有对接收装置3无线发送所拍摄得到的数据的功能。

在此，胶囊型内窥镜2将由表示数据的内容的主体数据部

和作为表示处理的开始位置的信号而被附加在该主体数据部的开头部分的附加部构成的串行数据作为无线信号发送到接收装置3，附加部由前置信号用的“前置部”和同步信号用的“同步信号部”构成，在本实施方式1中，“同步信号部”具有按胶囊型内窥镜2的每个种类而不同的特性信息。“前置部”用于确保接收装置3开始接收时的接收稳定期间，例如由101010...之类的特定周期的位模式(bit pattern)构成。“同步信号部”用于取得主体数据部的数据接收的同步(帧同步)，是作为表示处理的开始位置的信号而不出现在主体数据部中的数据列中的模式的信号部。

另外，作为胶囊型内窥镜2例如有小肠用、食道用等与成为摄影对象的应用部位相应的种类。这种胶囊型内窥镜2中的小肠用胶囊型内窥镜例如进行摄影的帧频为2fps(2帧/秒)，在从胶囊型内窥镜发送拍摄得到的图像数据时，对摄影数据进行8B-10B调制而进行输出。另外，将胶囊ID、白平衡调整系数等参数与图像数据一起进行发送。

另外，关于食道用胶囊型内窥镜，由于胶囊在应用部位中的移动速度较快，因此例如对被摄体进行摄影的帧频为18fps(18帧/秒)，在胶囊型内窥镜内部对拍摄得到的图像数据进行数据压缩处理以及纠错码附加处理之后进行发送。

图2是表示从这种不同种类的两个胶囊型内窥镜A、B发送的数据排列的例子的说明图。例如，胶囊A是小肠用胶囊型内窥镜，发送数据的主体数据部由胶囊ID、白平衡调整系数的参数和拍摄得到的图像数据构成。在此，对主体数据部的数据实施8B-10B调制，使位1和位0的出现概率平均化。

另一方面，胶囊B是食道用胶囊型内窥镜。如上所述，食道用胶囊型内窥镜由于移动速度较快，因此需要将拍摄被摄体的帧频例如设为18fps(18帧/秒)，与小肠用胶囊型内窥镜相比是

高速,但是由于从胶囊向接收装置3发送数据的无线信号的通信带宽受限制,因此在胶囊型内窥镜内部对摄影数据进行数据压缩来减少发送数据量,由此应对高速化。对数据压缩后的图像数据实施8B-10B调制,并且还附加用于纠正无线信号的数据错误的纠错码。在“图像数据”中也包含这些纠错码。因此,主体数据部成为压缩后的图像数据紧接在同步信号部之后被发送输出的信号形式,ID信息等(未图示)根据需要被附加在图像数据的前后。

这样,发送数据中的主体数据部根据胶囊种类的差异而数据长度、数据排列、以及保存的数据形式(例如压缩后的数据或未压缩数据、有无纠错码)完全不同。

在此,在本实施方式1中,作为“同步信号部”分配“同步信号1”用于胶囊A,分配“同步信号2”用于胶囊B。这些“同步信号1”、“同步信号2”都是例如40位(bit)的信号,但是根据胶囊A、B的种类的差异而设定不同的位模式。

接着,说明接收装置3。接收装置3用于接收从胶囊型内窥镜2发送的无线信号(串行数据),重新构成与包含在无线信号中的被检体内图像有关的数据或者进行记录。

图3是表示接收装置3的结构示意性的框图。如图3所示,接收装置3具备:天线选择部11,其从存在的多个接收天线6a~6h中选择适于接收无线信号的天线;接收部12,其对通过由天线选择部11选择的接收天线接收到的无线信号进行将RF信号解调成基带信号等的处理,并作为串行数据输出到后级;以及A/D转换部13,其将从接收部12输出的接收强度信号转换为规定的数字信号。另外,接收装置3具备:信号处理部14,其对从接收部12输出的串行数据进行规定的信号处理;以及便携式记录介质5,其存储由信号处理部14进行信号处理得到的图像数据等。

并且,本实施方式1中的接收装置3并行地具备用于对从接收部12输出的串行数据中的“同步信号部”检测“同步信号1”的模式的同步信号1检测部15a、和用于检测“同步信号2”的模式的同步信号2检测部15b,并具备控制部16,该控制部16用于根据这些同步信号1检测部15a、同步信号2检测部15b的检测输出来识别胶囊型内窥镜2的种类,从而切换信号处理部14的信号处理的内容。

天线选择部11用于从多个接收天线6a~6h中选择最适于接收的天线,将通过所选择的接收天线接收到的无线信号输出到接收部12。具体地说,天线选择部11例如事先依次切换各个接收天线6a~6h来接收无线信号,并将接收到的无线信号输出到接收部12。接收部12具有将RSSI(Received Signal Strength Indicator:接收信号强度显示信号)的模拟信号输出到A/D转换部13的功能,A/D转换部13将从接收部12输入的模拟信号转换为数字信号而输出到天线选择部11。然后,天线选择部11选择从A/D转换部13输入的RSSI数字信号的强度最高的接收天线,将通过所选择的接收天线接收到的无线信号输出到接收部12。

信号处理部14例如具备解调部17和图像处理部18。解调部17用于对从接收部12输出的串行数据中的主体数据部进行串行/并行转换、8B-10B转换(用于使“1”和“0”的出现概率均等的调制处理)等解调处理。图像处理部18根据需要对解调得到的并行数据进行像素插值、 γ 校正、JPEG压缩处理等各种图像处理,生成用于记录到便携式记录介质5中的数据。另外,虽然没有图示,但是还进行用于将实时图像显示在LCD等显示装置上的图像信号的生成。

另外,控制部16具备识别部19和处理决定部20。识别部19根据同步信号1检测部15a、同步信号2检测部15b的检测输出来

识别胶囊型内窥镜2的种类。即，作为接收部12所接收到的串行数据中的“同步信号部”，在同步信号1检测部15a检测出“同步信号1”的模式的情况下识别为胶囊型内窥镜2是胶囊A，在同步信号2检测部15b检测出“同步信号2”的模式的情况下识别为胶囊型内窥镜2是胶囊B。

处理决定部20根据识别部19的识别结果(胶囊型内窥镜2的种类)进行控制使得选择对于主体数据部的信号处理部14中的信号处理的内容。例如，如果是通过识别部19识别为胶囊型内窥镜2是胶囊A的种类、即小肠用胶囊型内窥镜的情况，则识别为接收到的串行数据是图2中的用于胶囊A的数据形式的数据排列，从接收到的数据的规定位置读入ID信息、白平衡系数数据等，并且在图像处理部18中进行用于重新构成图像的像素插值处理、图像压缩处理以及用于实时观察的图像信号的生成。另外，进行控制使得对包含在信号处理部14中的时钟生成电路(未图示)的输出时钟的频率进行变更、使图像处理部18以可在帧频2fps的图像处理中得到足够的处理能力的工作频率、例如16MHz进行工作。并且，处理决定部20如果根据识别部19的识别结果来选择信号处理的内容，则进行控制使得在这以后即使接收到来自不同类别的胶囊、例如胶囊B的信号也不变更处理内容。

另一方面，如果是通过识别部19识别为胶囊型内窥镜2是胶囊B的种类、即食道用胶囊型内窥镜的情况，则识别为接收到的串行数据是图2中的用于胶囊B的数据形式的数据排列，对被配置在紧接着同步信号之后的图像数据进行纠错处理以及压缩数据的扩展处理，重新构成图像数据并进行用于实时观察的图像生成。由于接收到的图像数据是压缩后的数据，因此不进行再压缩而将进行扩展处理前的压缩数据记录到便携式记录介

质5中。

另外，此时，进行控制使得对包含在信号处理部14中的时钟生成电路(未图示)的输出时钟的频率进行变更，使图像处理部18以可在帧频18fps的图像处理中得到足够的处理能力的工作频率、例如64MHz进行工作。并且，处理决定部20如果根据识别部19的识别结果来选择信号处理的内容，则进行控制使得在这以后即使接收到来自不同类别的胶囊、例如胶囊A的信号也不变更处理内容。

这样，在本实施方式1中，通过识别按胶囊型内窥镜2的每个种类而模式不同的“同步信号部”来识别胶囊型内窥镜2的种类，并根据该识别结果选择信号处理部14中的对于主体数据部的信号处理的内容，因此即使数据排列等根据胶囊型内窥镜2的种类的差异而不同，也能够用一台接收装置3接收来自该胶囊型内窥镜2的串行数据并进行适于该种类的图像处理。

并且，处理决定部20进行控制使得一旦决定了处理内容之后即使接收到来自不同种类的胶囊的信号也将信号处理的内容固定(锁定)而不进行变更，因此能够防止在接收途中错误地接收来自不同类别的胶囊的信号。

此外，在上述实施方式中，处理决定部20一旦锁定处理内容，在这以后就不进行处理内容的变更，但是在锁定后规定期间以上连续接收到来自已锁定的胶囊以外的种类的胶囊的信号的情况下，也可以进行控制以重新锁定为与该胶囊相应的处理内容。在这种情况下，万一进行了与错误的胶囊种类相应的锁定也能够重新选择适当的处理内容。

(变形例)

在实施方式1中，使“同步信号部”的模式按胶囊型内窥镜2的每个种类而不同，但是也可以使包含在主体数据部中的“ID

信息部”包含与胶囊型内窥镜2的种类有关的信息。在本变形例中,例如将根据“同步信号部”的胶囊型内窥镜2的种类区分仅设为图像数据的压缩/未压缩(数据编码方式)的种类区分,根据“ID信息部”的ID信息进行未压缩的情况下的详细的种类区分。

图4是表示应用于本变形例的三种胶囊A1、A2、B的串行数据的结构例的说明图。胶囊A1、A2遵照上述胶囊A,使用相同模式的“同步信号1”(表示未压缩的种类),但是主体数据部中的“ID信息部”分别作为“ID1”“ID2”,包含有更详细的类别信息。在这些“ID1”“ID2”中能够包含与图像大小的差异、胶囊型内窥镜2中的CCD的特性的差异相应的压缩率的变更、像素插值的方式、缺陷像素的校正方式、与胶囊光学系统特性的差异相应的校正等详细的类别信息。

图5是表示应用于本变形例的接收装置3的结构的示意性的框图。在图5所示的接收装置3中附加有ID信息识别部21,该ID信息识别部21在由同步信号1检测部15a检测出“同步信号1”的模式的情况下,按照其同步定时,对位于主体数据部中的开头的“ID信息部”的内容进行解释,识别部19构成为根据同步信号1检测部15a和ID信息识别部21的检测、识别结果来识别是胶囊A1还是胶囊A2。在根据同步信号2检测部15b的检测结果的情况下,识别为胶囊B。

这样,通过并用ID信息部,即使如胶囊A、B那样基本的数据结构相同,也能够根据胶囊特性的差异而细微地改变信号处理的内容。例如,如果是由于存在频带限制而想要降低帧频并增大图像大小的情况,则还能够在“ID1”或“ID2”的ID信息部中附加用于选择图像大小的信息,从而改变在接收装置3中进行的图像大小。

(实施方式2)

在实施方式1中，使“同步信号部”的模式按胶囊型内窥镜2的每个种类而不同，但是也可以使包含在串行数据的附加部中的“前置部”的特性信息按胶囊型内窥镜2的每个种类而不同。在本实施方式2中，使包含在“前置部”中的前置信号(空闲脉冲(idling pulse))的频率根据胶囊型内窥镜2的种类而不同。

图6是表示不同种类的胶囊a、b的串行数据的结构例以及前置信号例的说明图。在本实施方式2中，作为“前置部”，分配频率f1的“前置信号1”用于胶囊a，分配频率f2的“前置信号2”用于胶囊b，在此，例如设为 $2 \times f1 = f2$ 。

图7是表示本实施方式2的接收装置3的结构示意性的框图。与图3所示的部分相同的部分使用同一附图标记表示，并省略说明。本实施方式2中的接收装置3并行地具备对于从接收部12输出的串行数据中的“前置部”设定通频带使得频率f1的“前置信号1”通过的带通滤波器(BPF1)31a、和设定通频带使得频率f2的“前置信号2”通过的带通滤波器(BPF2)31b，并具备控制部32，该控制部32用于根据这些带通滤波器31a、31b的输出来识别胶囊型内窥镜2的种类从而切换信号处理部14的信号处理的内容。另外，在本实施方式2中，用于取得串行数据中的附加部中的“同步信号部”的同步的同步检测部15被包含在信号处理部14中，用于在信号处理部14中的信号处理中取得主体数据部的帧同步。

另外，控制部32与实施方式1的情况同样地具备识别部33和处理决定部34。识别部33根据带通滤波器31a、31b的输出来识别胶囊型内窥镜2的种类。即，在带通滤波器31a的输出超过规定的阈值的情况下识别为胶囊型内窥镜2是胶囊a，在带通滤波器31b的输出超过规定的阈值的情况下识别为胶囊型内窥镜2是胶囊b。

处理决定部34根据识别部33的识别结果(胶囊型内窥镜2的种类)进行控制以选择对于主体数据部的信号处理部14中的信号处理的内容。该信号处理的内容的选择与实施方式1的情况相同。

这样,在本实施方式2中,通过识别按胶囊型内窥镜2的每个种类而频率不同的“前置部”来识别胶囊型内窥镜2的种类,根据该识别结果选择对于主体数据部的信号处理部14中的信号处理的内容,因此即使数据排列等根据胶囊型内窥镜2的类型的差异而不同,也能够用一台接收装置3接收来自该胶囊型内窥镜2的串行数据并进行适于该类型的图像处理。

产业上的可利用性

如上所述,本发明所涉及的接收装置用于应对从各种被检体内导入装置进行接收的情况,特别是适于对多种胶囊型内窥镜实现共用化的情况。

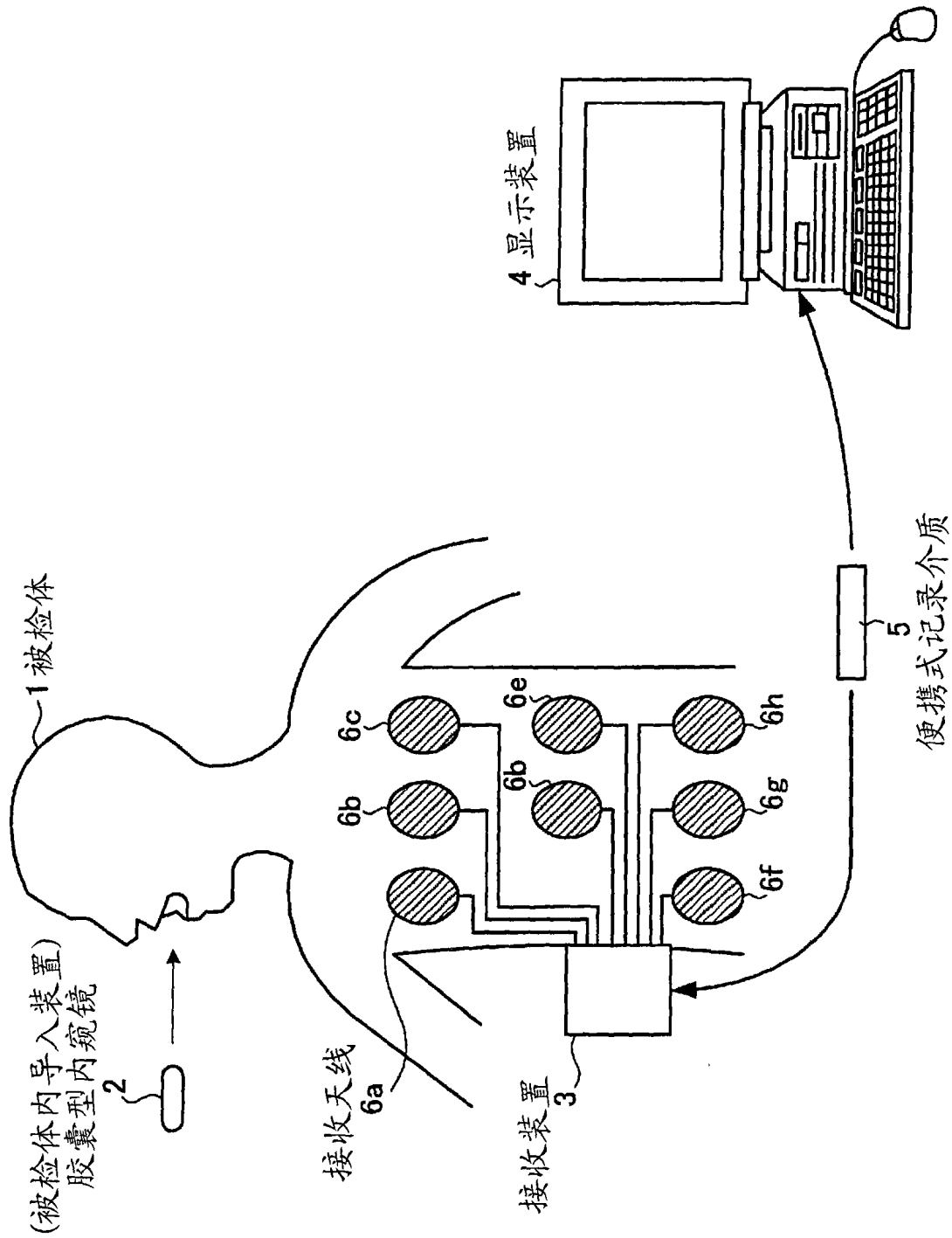


图 1

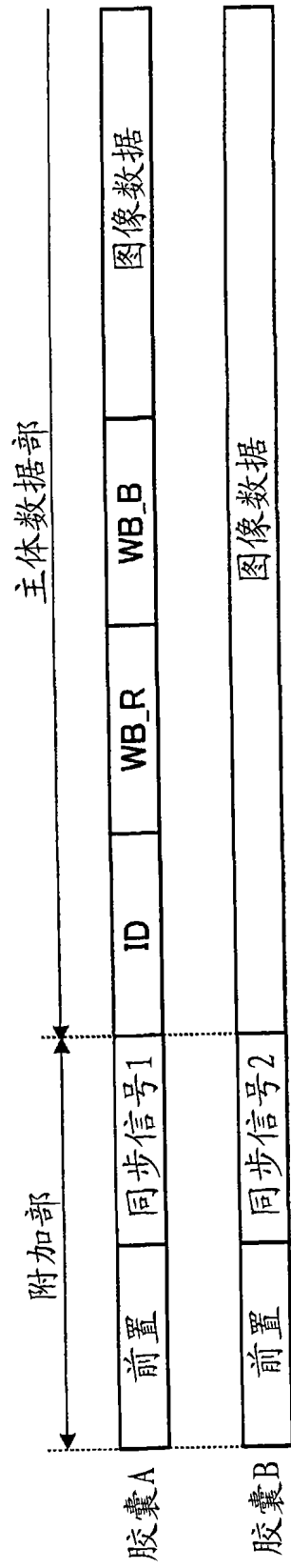


图 2

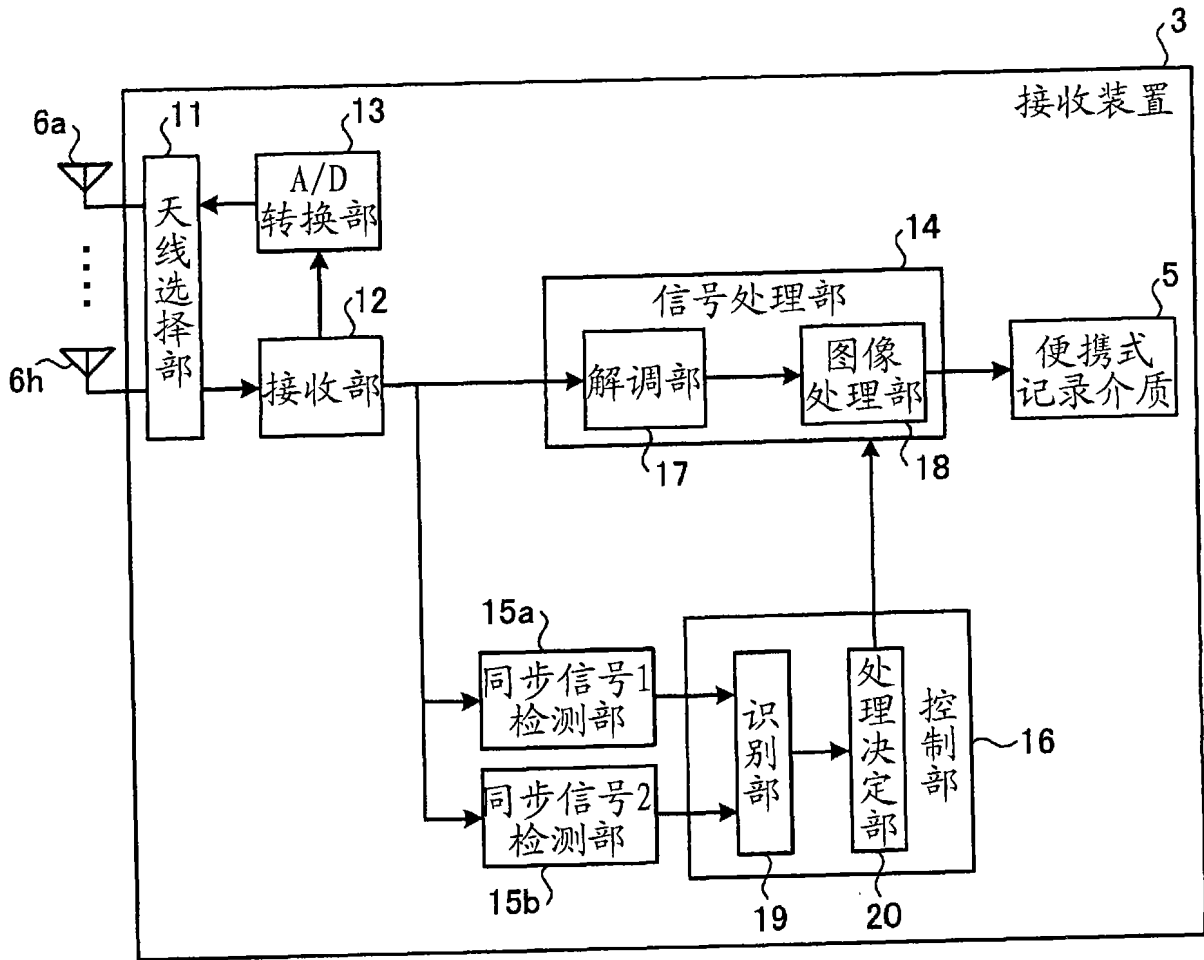


图 3

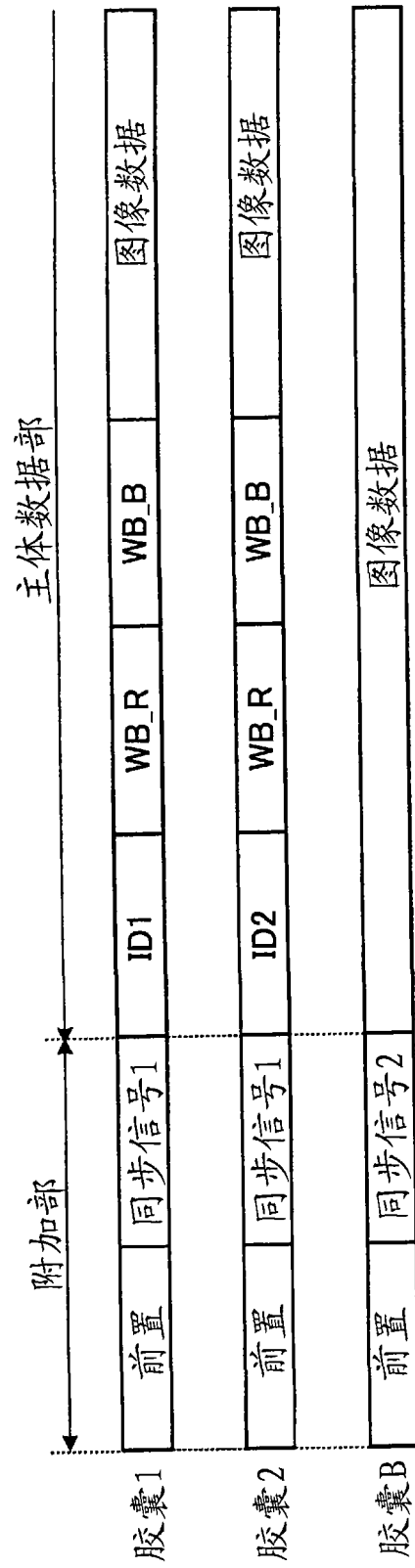


图 4

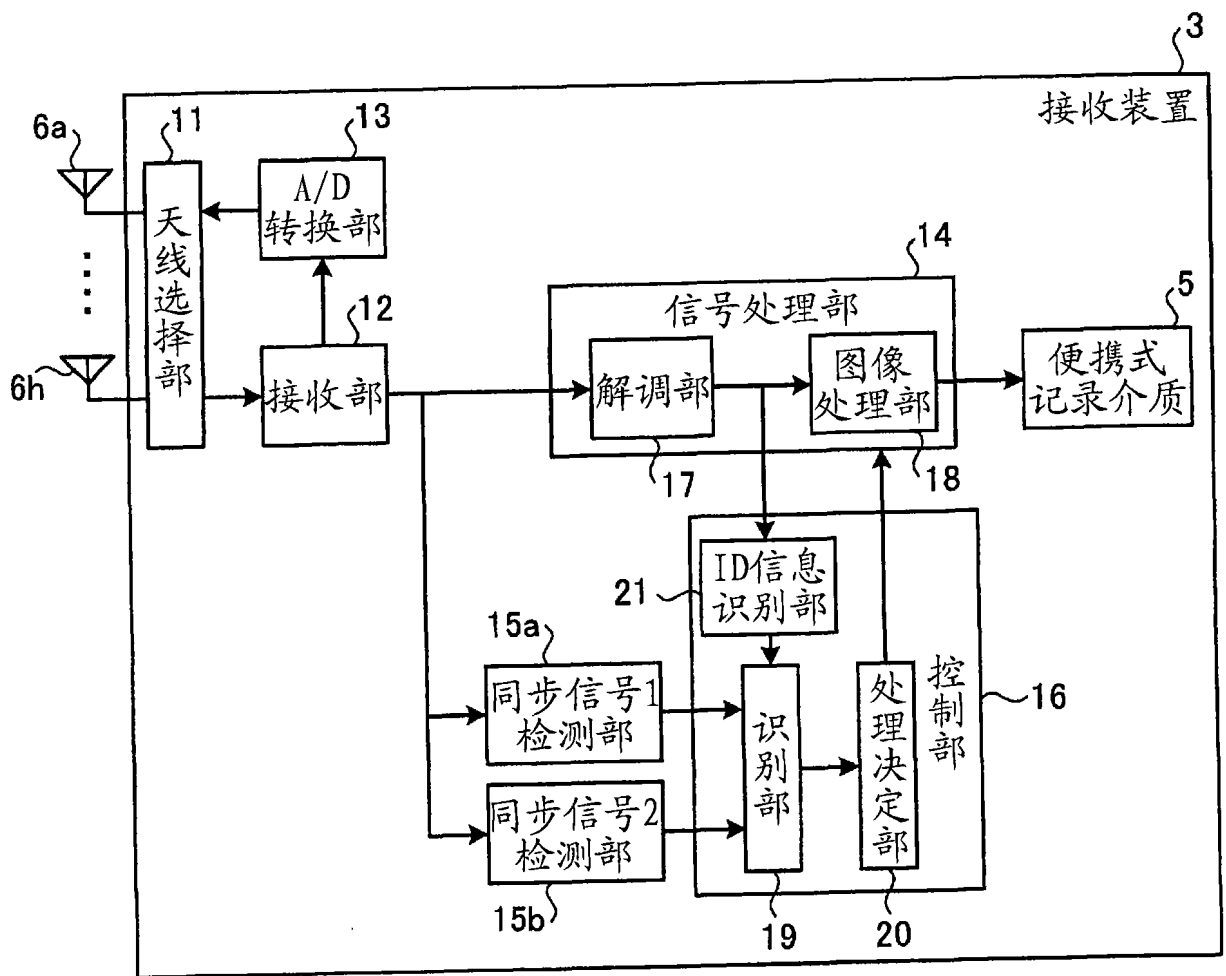


图 5

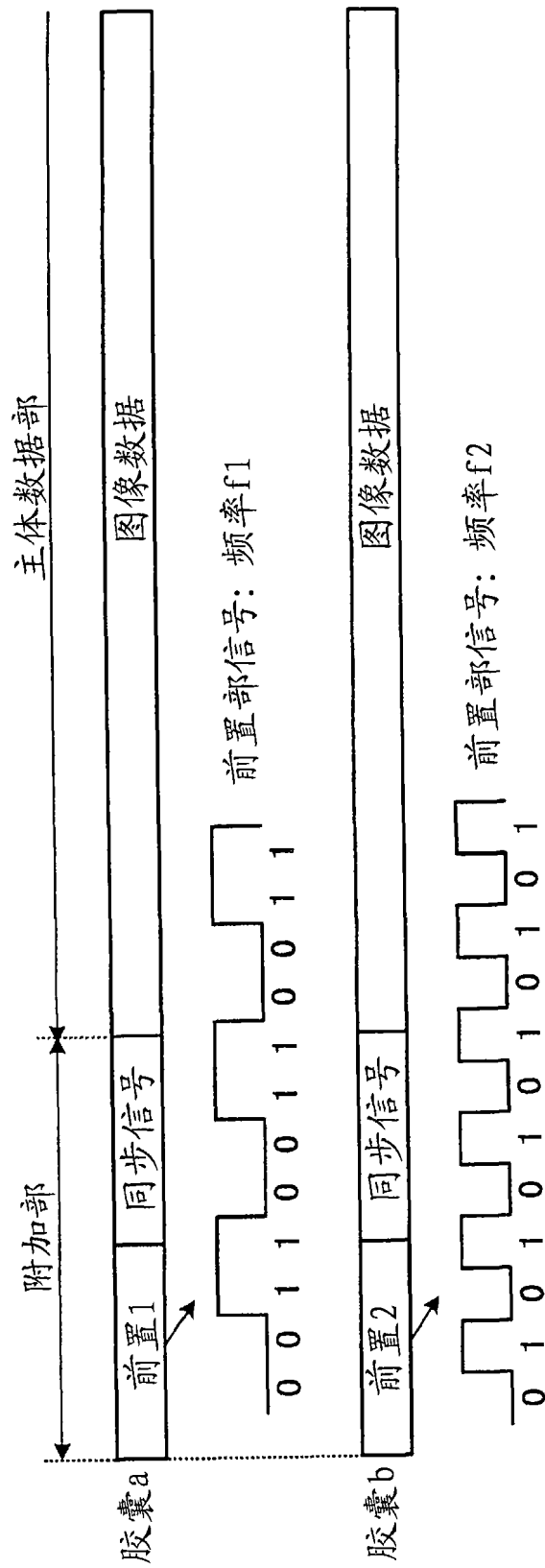


图 6

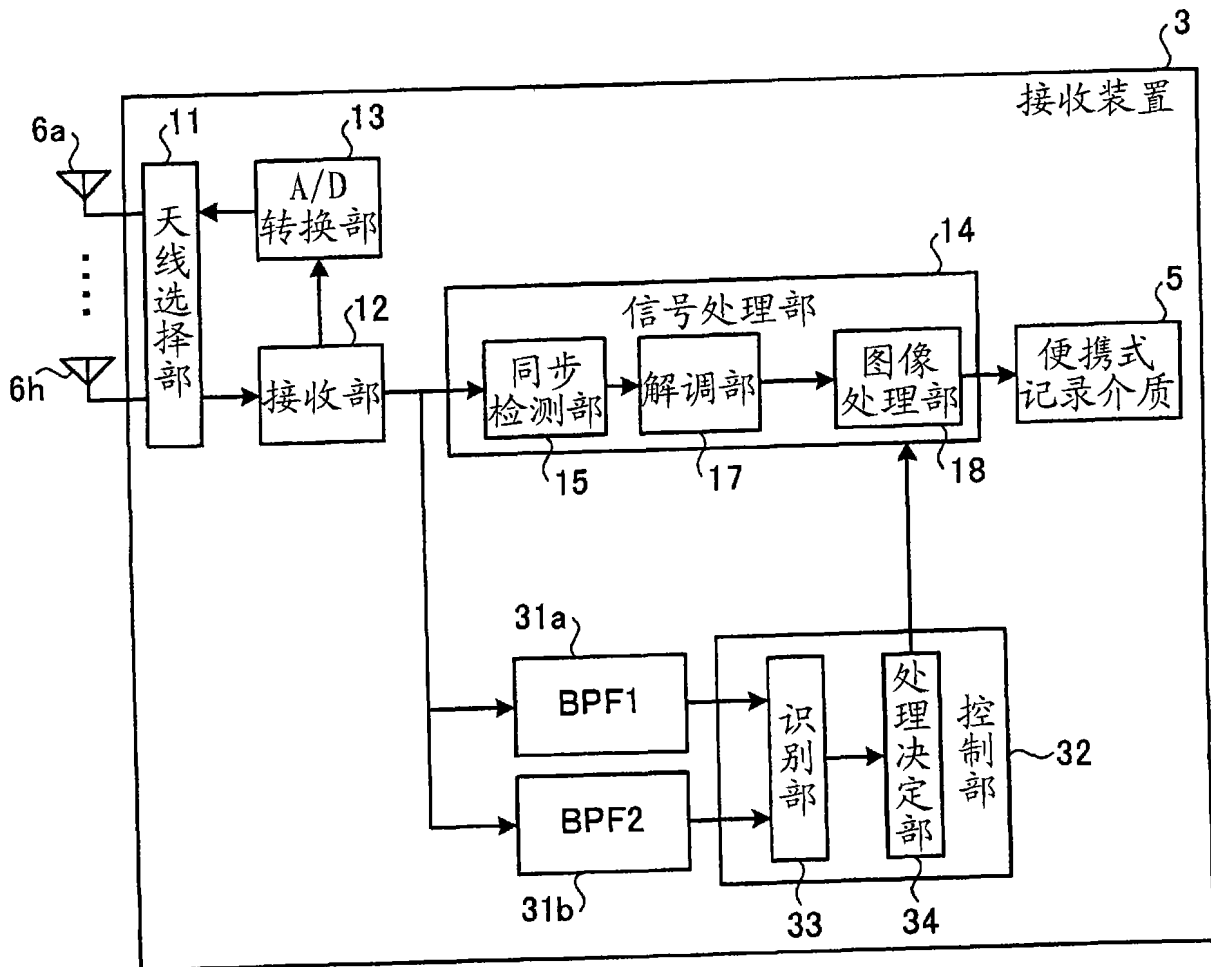


图 7

专利名称(译)	接收装置		
公开(公告)号	CN101370423A	公开(公告)日	2009-02-18
申请号	CN200780002498.3	申请日	2007-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	松井亮		
发明人	松井亮		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/073 A61B1/00059 A61B5/06 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/041 A61B5/7232		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2006081950 2006-03-24 JP		
其他公开文献	CN101370423B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

以识别被检体内导入装置的种类、选择对于接收信号的信号处理的内容从而能够进行来自多种被检体内导入装置的数据接收处理作为课题，通过接收部12接收由表示数据的内容的主体数据部和被附加在该主体数据部上并具有按被检体内导入装置的每个种类而不同的特性信息的附加部构成的、从被检体内导入装置发送的串行数据，通过识别部19根据接收到的串行数据中的附加部的特性信息来识别被检体内导入装置的种类，处理决定部20根据该识别结果选择由信号处理部14进行的对于串行数据中的主体数据部的信号处理的内容，由此能够用一台接收装置进行适于不同种类的被检体内导入装置的接收信号的处理。

