



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101198276 B

(45) 授权公告日 2011.03.02

(21) 申请号 200680021288.4

(22) 申请日 2006.04.10

(30) 优先权数据

174018/2005 2005.06.14 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.12.14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/307574 2006.04.10

(87) PCT申请的公布数据

W02006/134714 JA 2006.12.21

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 重盛敏明

(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 1/04 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)

H04N 5/225 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2004-305372 A, 2004.11.04, 全文.

JP 特开 2004-167163 A, 2004.06.17, 全文.

JP 特开 2004-305373 A, 2004.11.04, 全文.

JP 特开 2005-319097 A, 2005.11.17, 全文.

JP 特开 2005-260751 A, 2005.09.22, 全文.

审查员 谢建军

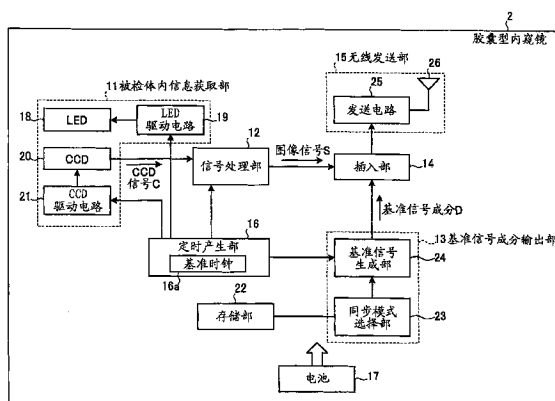
权利要求书 4 页 说明书 18 页 附图 19 页

(54) 发明名称

接收装置、发送装置以及被检体内信息获取系统

(57) 摘要

提供一种能够通过可靠地获取胶囊型内窥镜与接收装置之间的同步而正确地获取与 1 张图像对应的图像信息的发送装置、接收装置以及被检体内信息获取系统。本发明在对接收装置发送至少包含图像信号 S 的无线信号的胶囊型内窥镜 2 中,具备:信号处理部 12,其输出图像信号 S;基准信号生成部 24,其生成包含不同信号电平的基准信号,输出至少包含该基准信号的基准信号成分 D;插入部 14,其在图像信号 S 中的规定的开头期间以及不存在信号成分的消隐期间中的至少一部分插入基准信号成分 D 并进行输出;以及无线发送部 15,其对外部无线发送从插入部 14 输出的图像信号 S。



1. 一种发送装置,其对接收装置发送至少包含信息主体部分的无线信号,其特征在于,具备:

信息主体输出单元,其输出上述信息主体部分;

基准信号生成单元,其生成包含不同信号电平的基准信号,输出至少包含该基准信号的基准信号成分;

插入单元,其在上述信息主体部分中的规定的开头期间以及不存在信号成分的消隐期间中的至少一部分中插入上述基准信号成分并输出上述信息主体部分;

无线发送单元,其对外部无线发送从上述插入单元输出的上述信息主体部分;以及

信息获取单元,其获取成为上述信息主体输出单元中的处理对象的规定的信息,将所获取的上述规定的信息输出到上述信息主体输出单元,

在上述接收装置中,在从该发送装置发送的无线信号之中使用上述基准信号,使上述发送的无线信号的频率与成为对于上述无线信号的处理基准的处理基准时钟的频率同步。

2. 根据权利要求1所述的发送装置,其特征在于,

还具备选择单元,该选择单元基于指示信息来选择上述基准信号的频率,所述指示信息指示有无上述基准信号成分的插入以及包含在插入的上述基准信号成分中的上述基准信号的频率,

上述基准信号生成单元生成上述选择单元所选择的频率的上述基准信号。

3. 根据权利要求1所述的发送装置,其特征在于,

还具备定时产生单元,该定时产生单元对上述信息主体输出单元中的上述信息主体部分的输出定时进行控制,并且使上述基准信号生成单元中的上述基准信号成分的输出定时与从上述信息主体输出单元输出的上述信息主体部分的上述规定的开头期间以及上述消隐期间中的至少一部分相对应。

4. 根据权利要求2所述的发送装置,其特征在于,

还具备存储上述指示信息的存储单元,

上述选择单元根据存储在上述存储单元中的上述指示信息,来选择有无上述基准信号成分的插入以及包含在插入的上述基准信号成分中的上述基准信号的频率。

5. 根据权利要求2所述的发送装置,其特征在于,

上述信息主体输出单元对从上述信息获取单元输出的信息进行规定的处理后,作为上述信息主体部分而输出,

上述选择单元根据上述指示信息,选择与上述信息主体输出单元所输出的上述信息主体部分的频率对应的频率或者与上述信息获取单元所输出的上述规定的信息的频率对应的频率来作为上述基准信号的频率。

6. 根据权利要求1所述的发送装置,其特征在于,

上述信息主体部分是图像信号,

上述消隐期间是水平消隐期间,

在上述规定的开头期间包含垂直同步信号。

7. 根据权利要求1所述的发送装置,其特征在于,

该发送装置具有被导入被检体内部来获取被检体内信息的功能,

上述信息主体部分形成为包含上述被检体内信息。

8. 一种接收装置,其在天线接收到的无线信号之中对信息成分进行处理,该接收装置的特征在于,具备:

天线,其接收包含有构成信息主体部分的规定单位的信息成分的无线信号;

检测单元,其对每个上述信息成分检测附加在上述信息成分中的同步信号,在检测出上述同步信号的情况下生成表示上述信息成分的开头的检测信号,在没有检测出上述同步信号的情况下,根据上次生成的上述检测信号来生成表示上述信息成分的开头的再现信号;

定时信号输出单元,其根据由上述检测单元生成的上述检测信号或上述再现信号,与上述信息成分的输入定时相对应地输出指示上述信息成分的处理开始定时的定时信号;以及

处理单元,其根据从上述定时信号输出单元输出的上述定时信号,与上述信息成分的输入定时取得同步而开始上述信息成分的处理。

9. 根据权利要求8所述的接收装置,其特征在于,

上述检测单元在上述同步信号的全体之中检测出预先设定的规定部分以上的情况下,输出上述检测信号。

10. 根据权利要求8所述的接收装置,其特征在于,

上述检测单元在从生成上次的上述检测信号后到对下一个上述信息成分检测出上述同步信号为止的期间没有检测出该同步信号的情况下,生成上述再现信号。

11. 根据权利要求8所述的接收装置,其特征在于,

上述定时信号输出单元使基于上述再现信号的上述定时信号的最初的输出与基于上述检测信号的上述定时信号的最初的输出相比,提前上述检测单元中的上述再现信号的生成期间。

12. 根据权利要求8所述的接收装置,其特征在于,

上述无线信号是包含图像信号的信号,

上述信息成分是构成上述图像信号的扫描线成分,

上述同步信号是水平同步信号。

13. 根据权利要求8所述的接收装置,其特征在于,

上述无线信号形成为包含由导入被检体内部的发送装置获取的被检体内信息。

14. 一种被检体内信息获取系统,其具备:被检体内导入装置,其被导入被检体的内部,向外部发送包含所获取的信息的无线信号;以及接收装置,其接收从上述被检体内导入装置发送的无线信号,

上述被检体内信息获取系统的特征在于,

上述被检体内导入装置具备:

信息主体输出单元,其输出包含所获取的被检体内信息的信息主体部分;

基准信号生成单元,其生成包含不同的信号电平的基准信号,输出至少包含该基准信号的基准信号成分;

插入单元,其在上述信息主体部分中的规定的开头期间以及不存在信号成分的消隐期间的至少一部分中插入上述基准信号成分并输出上述信息主体部分;以及

无线发送单元,其对外部无线发送从上述插入单元输出的上述信息主体部分,

上述接收装置具备：

接收天线；以及

外部装置，其使用插入该信息主体部分的上述基准信号成分来对包含在通过上述接收天线接收到的无线信号中的上述信息主体部分进行处理，

在从上述被检体内导入装置发送的无线信号之中使用上述基准信号，使上述发送的无线信号的频率与成为对上述无线信号的处理基准的处理基准时钟的频率同步。

15. 一种被检体内信息获取系统，其具备：被检体内导入装置，其被导入被检体的内部，向外部发送包含所获取的信息的无线信号；以及接收装置，其接收从上述被检体内导入装置发送的无线信号，

上述被检体内信息获取系统的特征在于，

上述被检体内导入装置具备：

信号输出单元，其输出在各规定的信号成分的开头部分中附加了处理基准信号的如下信号，该信号是包含所获取的被检体内信息的信号；以及

无线发送单元，其对外部无线发送由信号输出单元输出的信号，

上述接收装置具备：

天线，其接收包含有构成信息主体部分的规定单位的信息成分的无线信号；

检测单元，其对每个上述信息成分检测附加在上述信息成分中的同步信号，在检测出上述同步信号的情况下生成表示上述信息成分的开头的检测信号，在没有检测出上述同步信号的情况下，根据上次生成的上述检测信号生成表示上述信息成分的开头的再现信号；

定时信号输出单元，其根据由上述检测单元生成的上述检测信号或上述再现信号，与上述信息成分向处理单元的输入定时对应地向上述处理单元输出定时信号，该定时信号指示上述信息成分的处理开始定时；以及

处理单元，其根据从上述定时信号输出单元输出的上述定时信号，与上述信息成分的输入定时取得同步而开始上述信息成分的处理。

16. 根据权利要求 2 所述的发送装置，其特征在于，

还具备存储上述指示信息的存储单元，

上述选择单元根据存储在上述存储单元中的上述指示信息来选择上述基准信号成分的插入的有无以及包含在插入的上述基准信号成分中的上述基准信号的频率，

还具备定时产生单元，该定时产生单元对上述信息主体输出单元中的上述信息主体部分的输出定时进行控制，并且使上述基准信号生成单元中的上述基准信号成分的输出定时与从上述信息主体输出单元输出的上述信息主体部分的上述规定的开头期间以及上述消隐期间中的至少一部分相对应。

17. 根据权利要求 2 所述的发送装置，其特征在于，

上述信息主体输出单元对从上述信息获取单元输出的信息进行规定的处理之后，作为上述信息主体部分而输出，

上述选择单元根据上述指示信息，选择与上述信息主体输出单元所输出的上述信息主体部分的频率对应的频率、或与上述信息获取单元所输出的上述规定信息的频率对应的频率来作为上述基准信号的频率，

还具备定时产生单元，该定时产生单元对上述信息主体输出单元中的上述信息主体部

分的输出定时进行控制,并且使上述基准信号生成单元中的上述基准信号成分的输出定时与从上述信息主体输出单元输出的上述信息主体部分的上述规定的开头期间以及上述消隐期间中的至少一部分相对应。

18. 根据权利要求4所述的发送装置,其特征在于,

上述信息主体输出单元对从上述信息获取单元输出的信息按规定处理之后,作为上述信息主体部分而输出,

上述选择单元根据上述指示信息,选择与上述信息主体输出单元所输出的上述信息主体部分的频率对应的频率、或与上述信息获取单元所输出的上述规定信息的频率对应的频率来作为上述基准信号的频率。

19. 一种对至少包含信息主体部分的无线信号进行发送接收的方法,其特征在于,具备:

信息主体输出阶段,输出上述信息主体部分;

基准信号生成阶段,生成包含不同信号电平的基准信号,输出至少包含该基准信号的基准信号成分;

插入阶段,在上述信息主体部分中的规定的开头期间以及不存在信号成分的消隐期间中的至少一部分中插入上述基准信号成分,输出上述信息主体部分;以及

无线发送阶段,对外部无线发送在上述插入阶段中输出的上述信息主体部分,

在上述进行发送的阶段中,在所发送的无线信号中使用上述基准信号,使上述所发送的无线信号的频率与成为相对上述无线信号的处理基准的处理基准时钟的频率同步。

20. 一种接收包含构成信息主体部分的规定单位的信息成分的无线信号、并在接收到的无线信号之中对上述信息成分进行处理的方法,其特征在于,由以下阶段构成:

生成阶段,对每个上述信息成分检测附加在上述信息成分中的同步信号,在检测出上述同步信号的情况下,生成表示上述信息成分的开头的检测信号,在没有检测出上述同步信号的情况下,基于上次生成的上述检测信号而生成表示上述信息成分的开头的再现信号;以及

定时信号输出阶段,根据在上述生成阶段中生成的上述检测信号或上述再现信号,与上述信息成分的输入定时对应地输出对上述信息成分的处理开始定时进行指示的定时信号,

根据在上述定时信号输出阶段中输出的上述定时信号,取得与上述信息成分的输入定时的同步来开始上述信息成分的处理。

接收装置、发送装置以及被检体内信息获取系统

技术领域

[0001] 本发明涉及将至少包含信息主体部分的无线信号发送到外部的发送装置、对由发送装置发送的无线信号进行处理的接收装置、或被检体内信息获取系统。

背景技术

[0002] 近年来,在内窥镜的领域中,出现了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功能:在为了进行观察(检查)而从作为被检体的受验者的口中吞服该胶囊型内窥镜之后,直到从受验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胃、小肠等脏器的内部(体腔内)随着其蠕动运动而移动,并使用摄像功能依次进行摄像。

[0003] 另外,在这些脏器内进行移动的该观察期间内,由胶囊型内窥镜在体腔内拍摄得到的图像数据通过蓝牙(Bluetooth)等无线通信功能依次被发送到被检体的外部,并存储到设置在外部的接收装置内的存储器中。受验者携带具备该无线通信功能和存储功能的接收装置,由此受验者在吞服胶囊型内窥镜之后直到排出为止的观察期间内,也不会招致不自由而可自由地行动。观察后可以由医生或护士根据存储到接收装置的存储器中的图像数据,使体腔内的图像显示到显示器等显示单元中来进行诊断(例如,参照专利文献1)。

[0004] 另外,在以往的胶囊型内窥镜中,在胶囊型内窥镜系统中由胶囊型内窥镜拍摄得到的图像数据根据例如与以 NTSC 方式进行图像传送的情况相同的数据结构而被无线发送。即,在以往的胶囊型内窥镜系统中,作为与 1 个图像对应的图像数据,以在扫描线数据之间设置了所谓的水平消隐期间的状态,来发送包含获取垂直方向的同步的垂直同步信号的同步数据、以及分别包含水平同步信号的各扫描线的扫描线数据。

[0005] 专利文献 1:日本特开 2001-231186 号公报(第 3 页,图 1)

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 另外,在以往的胶囊型内窥镜系统中,接收装置在从胶囊型内窥镜发送的数据之中使用垂直同步信号检测出图像的垂直方向、即开头部分之后,对每个扫描线数据检测水平同步信号并检测各扫描线数据的开头来对各扫描线数据进行处理,由此获取与 1 张图像对应的图像信息。在以往的胶囊型内窥镜系统中,采用了从胶囊型内窥镜发送的无线信号的频率与接收装置侧的基准时钟的频率不能取得同步的非同步方式。在这种情况下,在从胶囊型内窥镜发送的无线信号由于外部噪声等而在发送中产生紊乱的情况下,接收装置的基准时钟的频率与从胶囊型内窥镜发送的无线信号的频率不能取得同步,因此接收装置无法检测出垂直同步信号。其结果,存在如下问题:接收装置无法检测出附加有该垂直同步信号的图像信息的开头,无法对该图像信息进行处理。同样地,在与 1 张图像对应的无线信号的接收中无线信号发生紊乱的情况下,接收装置无法检测出附加在各扫描线数据开头的水平同步信号。其结果,接收装置无法进行不能检测水平同步信号的扫描线数据的图像处理。

因而,以往的接收装置存在如下问题:不得不将无法检测水平同步信号的扫描线数据以后的数据作为噪声进行处理,从而无法正确地获取与该图像数据相当的 1 张图像。这样,以往有时无法向作为用户的医生或护士提供胶囊型内窥镜所获取的体腔内的全部图像,从而妨碍用户进行正确的观察。

[0008] 本发明是鉴于上述的现有技术的缺点而完成的,其目的在于提供一种能够通过确实地取得胶囊型内窥镜与接收装置之间的同步来正确地获取与 1 张图像对应的图像信息的发送装置、接收装置以及被检体内信息获取系统。

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了解决上述问题并达到上述目的,本发明所涉及的发送装置对接收装置发送至少包含信息主体部分的无线信号,该发送装置的特征在于,具备:信息主体输出单元,其输出上述信息主体部分;基准信号生成单元,其生成包含不同信号电平的基准信号,输出至少包含该基准信号的基准信号成分;插入单元,其在上述信息主体部分中的规定的开头期间以及不存在信号成分的消息期间中的至少一部分中插入上述基准信号成分并输出;无线发送单元,其对外部无线发送从上述插入单元输出的上述信息主体部分;以及信息获取单元,其获取成为上述信息主体输出单元中的处理对象的规定的信息,将所获取的上述规定的信息输出到上述信息主体输出单元,其中,在上述接收装置中,在从该发送装置发送的无线信号之中使用上述基准信号,使上述发送的无线信号的频率与成为对于上述无线信号的处理基准的处理基准时钟的频率同步。

[0011] 另外,本发明所涉及的发送装置的特征在于,还具备选择单元,该选择单元基于指示信息来选择上述基准信号的频率,该指示信息指示有无上述基准信号成分的插入以及包含在插入的上述基准信号成分中的上述基准信号的频率,其中,上述基准信号生成单元生成上述选择单元所选择的频率的上述基准信号。

[0012] 另外,本发明所涉及的发送装置的特征在于,还具备定时产生单元,该定时产生单元对上述信息主体输出单元中的上述信息主体部分的输出定时进行控制,并且使上述基准信号生成单元中的上述基准信号成分的输出定时与从上述信息主体输出单元输出的上述信息主体部分的上述规定的开头期间以及上述消息期间中的至少一部分相对应。

[0013] 另外,本发明所涉及的发送装置的特征在于,还具备存储上述指示信息的存储单元,上述选择单元根据存储在上述存储单元中的上述指示信息,来选择有无上述基准信号成分的插入以及包含在插入的上述基准信号成分中的上述基准信号的频率。

[0014] 另外,本发明所涉及的发送装置的特征在于,上述信息主体输出单元对从上述信息获取单元输出的信息进行规定的处理后,作为上述信息主体部分而输出,上述选择单元根据上述指示信息,选择与上述信息主体输出单元所输出的上述信息主体部分的频率对应的频率或者与上述信息获取单元所输出的上述规定的信息的频率对应的频率来作为上述基准信号的频率。

[0015] 另外,本发明所涉及的发送装置的特征在于,上述信息主体部分是图像信号,上述消息期间是水平消息期间,在上述规定的开头期间包含垂直同步信号。

[0016] 另外,本发明所涉及的发送装置的特征在于,该发送装置具有导入被检体内部来获取被检体内信息的功能,上述信息主体部分形成为包含上述被检体内信息。

[0017] 另外,本发明所涉及的接收装置具备接收包含有构成信息主体部分的规定单位的

信息成分的无线信号的天线,在上述天线接收到的无线信号之中对上述信息成分进行处理,该接收装置的特征在于具备:检测单元,其对每个上述信息成分检测附加在上述信息成分中的同步信号,在检测出上述同步信号的情况下生成表示上述信息成分的开头的检测信号,在没有检测出上述同步信号的情况下,根据上次生成的上述检测信号来生成表示上述信息成分的开头的再现信号;定时信号输出单元,其根据由上述检测单元生成的上述检测信号或上述再现信号,与上述信息成分的输入定时相对应地输出指示上述信息成分的处理开始定时的定时信号;以及处理单元,其根据从上述定时信号输出单元输出的上述定时信号,与上述信息成分的输入定时取得同步从而开始上述信息成分的处理。

[0018] 另外,本发明所涉及的接收装置的特征在于,上述检测单元在上述同步信号的全体之中检测出预先设定的规定部分以上的情况下,输出上述检测信号。

[0019] 另外,本发明所涉及的接收装置的特征在于,上述检测单元在从生成上次的上述检测信号后到对下一个上述信息成分检测出上述同步信号为止的期间没有检测出该同步信号的情况下,生成上述再现信号。

[0020] 另外,本发明所涉及接收装置的特征在于,上述定时信号输出单元使基于上述再现信号的上述定时信号的最初的输出与基于上述检测信号的上述定时信号的最初的输出相比,提前上述检测单元中的上述再现信号的生成期间。

[0021] 另外,本发明所涉及的接收装置的特征在于,上述无线信号是包含图像信号的信号,上述信息成分是构成上述图像信号的扫描线成分,上述同步信号是水平同步信号。

[0022] 另外,本发明所涉及的接收装置的特征在于,上述无线信号形成为包含由导入被检体内部的发送装置获取的被检体内信息。

[0023] 另外,本发明所涉及的被检体内信息获取系统具备:被检体内导入装置,其被导入被检体的内部,向外部发送包含所获取的信息的无线信号;以及接收装置,其接收从上述被检体内导入装置发送的无线信号,上述被检体内信息获取系统的特征在于,上述被检体内导入装置具备:信息主体输出单元,其输出包含所获取的被检体内信息的信息主体部分;基准信号生成单元,其生成包含不同的信号电平的基准信号,输出至少包含该基准信号的基准信号成分;插入单元,其在上述信息主体部分中的规定的开头期间以及不存在信号成分的消息期间中的至少一部分中插入上述基准信号成分并输出;以及无线发送单元,其对外部无线发送从上述插入单元输出的上述信息主体部分,上述接收装置具备:接收天线;以及外部装置,其使用插入该信息主体部分的上述基准信号成分,来对包含在通过上述接收天线接收到的无线信号中的上述信息主体部分进行处理,其中,在从上述被检体内导入装置发送的无线信号之中使用上述基准信号,使上述发送的无线信号的频率与成为对上述无线信号的处理基准的处理基准时钟的频率同步。

[0024] 另外,本发明所涉及的被检体内信息获取系统具备:被检体内导入装置,其被导入被检体的内部,向外部发送包含所获取的信息的无线信号;以及接收装置,其接收从上述被检体内导入装置发送的无线信号,该被检体内信息获取系统的特征在于,上述被检体内导入装置具备:信号输出单元,其输出在各规定的信号成分的开头部分中附加了处理基准信号的如下信号,该信号是包含所获取的被检体内信息的信号;以及无线发送单元,其对外部无线发送由信号输出单元输出的信号,上述接收装置具备:天线,其接收包含有构成信息主体部分的规定单位的信息成分的无线信号;检测单元,其对每个上述信息成分检测附加在

上述信息成分中的同步信号,在检测出上述同步信号的情况下,生成表示上述信息成分的开头的检测信号,在没有检测出上述同步信号的情况下,根据上次生成的上述检测信号生成表示上述信息成分的开头的再现信号;定时信号输出单元,其根据由上述检测单元生成的上述检测信号或上述再现信号,与上述信息成分向上述处理单元的输入定时对应地向处理单元输出定时信号,该定时信号指示上述信息成分的处理开始定时;以及处理单元,其根据从上述定时信号输出单元输出的上述定时信号,与上述信息成分的输入定时取得同步而开始上述信息成分的处理。

[0025] 发明的效果

[0026] 根据本发明所涉及的发送装置,将至少包含基准信号的基准信号成分插入信息主体部分中并发送,其中上述基准信号包含不同的信号电平。另外,本发明所涉及的发送装置选择有无基准信号成分的插入。其结果,在发送装置中选择了插入基准信号成分的情况下,接收装置通过使用基准信号来与从发送装置发送的发送信号的频率变动对应地改变基准时钟的频率,能够使从发送装置发送的无线信号的频率与接收装置的基准时钟的频率同步,无论有无同步信号检测都能正确地处理接收到的无线信号。另外,根据本发明所涉及的接收装置,即使在发送装置中没有选择插入基准信号成分的情况下,在无法从接收到的无线信号的信息成分中检测出同步信号时,根据上次生成的检测信号生成再现信号,使用该再现信号确实地对信息成分进行处理同步,因此能够正确地处理接收到的无线信号的信息成分。其结果,根据本发明,在作为处理对象的信号是图像信号的情况下,能够在接收装置侧正确地对从发送装置发送的图像信号进行处理,对用户适当地提供从发送装置发送的图像。

附图说明

[0027] 图 1 是表示实施方式 1 的被检体内信息获取系统的整体结构的示意图。

[0028] 图 2 是表示图 1 示出的接收装置的结构框图。

[0029] 图 3 是表示图 1 示出的胶囊型内窥镜的结构框图。

[0030] 图 4 是表示图 3 示出的基准信号成分输出部的处理动作的流程图。

[0031] 图 5 是说明从图 3 示出的基准信号成分输出部以及信号处理部输出的信号成分的图。

[0032] 图 6 是说明从图 3 示出的插入部输出的信号成分的图。

[0033] 图 7 是说明从图 3 示出的基准信号成分输出部以及信号处理部输出的信号成分的图。

[0034] 图 8 是说明从图 3 示出的插入部输出的信号成分的图。

[0035] 图 9 是说明从图 3 示出的插入部输出的信号成分的图。

[0036] 图 10 是表示实施方式 2 的胶囊型内窥镜的结构框图。

[0037] 图 11 是表示实施方式 2 的接收装置的结构框图。

[0038] 图 12 是表示图 11 示出的接收装置的要部结构的框图。

[0039] 图 13 是表示图 12 示出的同步信号检测部的处理动作的流程图。

[0040] 图 14 是说明图 13 示出的检测信号生成、输出处理的时序图。

[0041] 图 15 是说明图 13 示出的检测信号生成、输出处理的时序图。

[0042] 图 16 是说明图 13 示出的再现信号生成、输出处理的时序图。

[0043] 图 17 是说明图 13 示出的再现信号生成、输出处理的时序图。

[0044] 图 18 是说明图 12 示出的定时信号生成部的处理动作的时序图。

[0045] 图 19 是说明图 12 示出的定时信号生成部的处理动作的时序图。

[0046] 附图标记说明

[0047] 1:被检体;2、202:胶囊型内窥镜;3、203:接收装置;3a:天线组;3b、203b:外部装置;4:显示装置;5:便携式记录介质;11:被检体内信息获取部;12:信号处理部;13:基准信号成分输出部;14:插入部;15:无线发送部;16:定时产生部;17:电池;18:LED;19:LED 驱动电路;20:CCD;21:CCD 驱动电路;22:存储部;23:同步模式选择部;24:基准信号生成部;25:发送电路;26:发送天线;31:接收部;33:变换部;34、234:同步信号检测部;35:图像处理部;36:控制部;37:存储部;38:电力供给部;39:同步确保部;39a、239a:基准时钟;236:水平同步信号检测部;237:再现部;238:定时信号生成部;239:同步控制部。

具体实施方式

[0048] 下面,参照附图说明作为用于实施本发明的最佳方式(以下,简称为“实施方式”)的发送装置、接收装置以及被检体内信息获取系统。此外,图解是示意性的,应该注意各部分的厚度和宽度之间的关系、各个部分的厚度的比率等与现实不同,当然也包括在附图彼此之间尺寸的相互关系、比率不同的部分。另外,在附图的记载中,对相同的部分附加相同的附图标记。另外,下面使用将发送装置、接收装置应用在被检体内信息获取系统中的例子来说明实施方式,但是当然不需要限定于被检体内信息获取系统来解释发送装置以及接收装置的应用领域。

[0049] (实施方式 1)

[0050] 图 1 是表示实施方式 1 所涉及的具备发送装置和接收装置的无线型被检体内信息获取系统的整体结构的示意图。在图 1 中,被检体内信息获取系统具备:胶囊型内窥镜 2,其被导入到被检体 1 的体内,拍摄体腔内图像并对接收装置 3 进行图像信号等的发送;以及接收装置 3,其具有无线接收功能。另外,被检体内信息获取系统具备:显示装置 4,其根据接收装置 3 所接收到的无线信号来显示体腔内图像;以及便携式记录介质 5,其用于进行接收装置 3 和显示装置 4 之间的数据交换。接收装置 3 具备天线组 3a 和外部装置 3b,该外部装置 3b 进行由天线组 3a 接收到的无线信号的处理等。

[0051] 显示装置 4 是用于对由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的体腔内图像进行显示以及处理的装置,具有根据由便携式记录介质 5 得到的数据来进行图像显示以及图像处理的工作站等。显示装置 4 可以是利用 CRT 显示器、液晶显示器等来直接显示图像的结构,也可以是如打印机那样向其它介质输出图像的结构。

[0052] 便携式记录介质 5 相对于外部装置 3b 以及显示装置 4 可安装和拆卸,具有在安装到两者中时可进行信息的输出或记录的结构。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内,便携式记录介质 5 被插入安装到外部装置 3b 中来记录从胶囊型内窥镜 2 发送的数据。然后,在胶囊型内窥镜 2 从被检体 1 排出之后,也就是说,对被检体 1 的内部进行的摄像结束之后,从外部装置 3b 取出便携式记录介质 5 并插入安装到显示装置 4 中,并由显示装置 4 读出所记录的数据。例如,利用小型快闪(注册商标)存储器等便携

式记录介质 5 来进行外部装置 3b 和显示装置 4 之间的数据交换,由此与在外部装置 3b 和显示装置 4 之间进行有线连接的情况不同,被检体 1 可在体腔内的摄影过程中自由地动作。此外,在此,在外部装置 3b 和显示装置 4 之间的数据的交换中使用了便携式记录介质 5,但是不限于此,例如,也可构成为在外部装置 3b 中使用内置型的其它记录装置例如硬盘,将两者进行有线或无线连接,以进行与显示装置 4 之间的数据交换。

[0053] 下面,说明胶囊型内窥镜 2 以及接收装置 3。在本实施方式 1 中,胶囊型内窥镜 2 用于作为权利要求书中的发送装置以及被检体内导入装置而发挥功能,其具有如下功能:通过导入被检体 1 内部来获取作为被检体内信息的图像信息,并且对接收装置 3 发送无线信号。

[0054] 首先,说明接收装置 3。图 2 是表示接收装置 3 的整体结构的示意性的框图。如图 1 以及图 2 所示,接收装置 3 构成为具备:天线组 3a,其具有用于接收从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的接收用天线 A1 ~ An;以及外部装置 3b,其对通过接收天线 A1 ~ An 接收到的无线信号进行规定的处理。

[0055] 接收天线 A1 ~ An 是用于接收从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的天线。具体地说,接收天线 A1 ~ An 例如构成为具备环形天线、以及用于将环形天线固定在被检体 1 的表面的固定单元。此外,在本实施方式 1 中具有如下结构:作为无线信号发送源的胶囊型内窥镜 2 被导入被检体 1 内,并且一边在被检体 1 内部移动一边进行无线信号的发送,因此,接收天线 A1 ~ An 基于外部装置 3b 的控制,根据胶囊型内窥镜 2 的位置来选择无线信号的接收条件最佳的、例如接收强度最大的天线,通过所选择的接收天线 A 来进行无线信号的接收。

[0056] 外部装置 3b 是用于对通过接收天线 A1 ~ An 中的任意一个而接收到的无线信号进行规定的接收处理的装置。如图 2 所示,外部装置 3b 具备接收部 31、变换部 33、同步信号检测部 34、图像处理部 35、控制部 36、存储部 37 以及电力供给部 38。接收部 31 对在接收无线信号时使用的天线 A 进行切换,对通过切换后的天线 A 接收到的无线信号进行解调、模拟/数字变换等接收处理,并输出信号 Sa。变换部 33 将从接收部 31 输出的信号 Sa 变换为图像处理部 35 可进行处理的信号形式的图像信号 S1。例如,在信号 Sa 是串行形式的情况下,变换部 33 输出变换为并行形式的图像信号 S1。同步信号检测部 34 从信号 Sa 中检测各种同步信号,输出对图像处理部 35 中的图像处理的定时进行指示的定时信号 St。图像处理部 35 对从变换部 33 输出的图像信号 S1 进行规定的处理,并输出与 1 帧的图像对应的图像信号 Sf。控制部 36 进行整体控制并且进行通过图像处理部 35 输入的图像信号 Sf 的输出控制。同步确保部 39 具有基准时钟 39a,该基准时钟 39a 输出成为相对从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的处理基准的时钟信号。在接收部 31 中接收到的无线信号中包含有规定的基准信号成分的情况下,同步确保部 39 使用包含在该基准信号成分中的基准信号,与从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的频率变动相对应地改变基准时钟 39a 的时钟信号的频率,使从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的频率与基准时钟 39a 的频率同步。存储部 37 根据控制部 36 的控制来存储图像信号 Sf。将由胶囊型内窥镜 2 拍摄得到的各图像存储到存储部 37 中。另外,电力供给部 38 对上述各结构要素提供驱动电力。此外,在外部装置 3b 中,检测通过接收用天线 A 接收到的无线信号的强度,控制部 36 对接收部 31 进行指示,使得将在接收无线信号时使用的天线 A 切换为接收强度最大的接收用天线 A。

[0057] 下面,说明胶囊型内窥镜 2。图 3 是表示胶囊型内窥镜 2 的示意性结构的框图。如图 3 所示,胶囊型内窥镜 2 具备:被检体内信息获取部 11,其用于获取作为信号处理部 12 中的处理对象的被检体内信息;以及无线发送部 15,其用于对接收装置 3 无线发送所获取的被检体内信息。胶囊型内窥镜 2 具备信号处理部 12,该信号处理部 12 对从被检体内信息获取部 11 输出的被检体内信息(在本实施方式 1 中,将该被检体内信息作为 CCD 信号 C 而进行说明。)进行规定的处理,输出图像信号 S。

[0058] 胶囊型内窥镜 2 具备基准信号成分输出部 13,该基准信号成分输出部 13 生成并输出与该胶囊型内窥镜 2 中的同步模式相对应地选择的频率的基准信号成分 D。基准信号成分 D 为了使接收装置 3 的基准时钟 39a 与从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号同步而被使用,至少包含含有不同信号电平的基准信号。

[0059] 胶囊型内窥镜 2 具备插入部 14,该插入部 14 在从基准信号成分输出部 13 输出基准信号成分 D 的情况下,将基准信号成分 D 插入从信号处理部 12 输出的图像信号 S 中并输出到无线发送部 15。插入部 14 在图像信号 S 中的规定的开头期间或不存在信号成分的水平消隐期间内,插入从基准信号成分输出部 13 输出的基准信号成分 D 并输出。此外,插入部 14 除了插入基准信号成分 D 之外,有时也具有使基准信号成分 D 叠加到规定的信号成分中的功能。

[0060] 另外,胶囊型内窥镜 2 具备用于使上述各结构要素的驱动定时同步的定时产生部 16。定时产生部 16 具有例如输出 x[MHz] 频率的时钟信号的基准时钟 16a,使用从该基准时钟 16a 输出的时钟信号来控制各结构要素的驱动定时。

[0061] 另外,胶囊型内窥镜 2 具备用于提供各结构要素的驱动电力的电池 17,并且具备存储指示信息的存储部 22,该指示信息指示胶囊型内窥镜 2 中的同步模式、即基准信号成分的插入的有无和包含在插入的基准信号成分中的基准信号的频率。在存储部 22 中存储有该胶囊型内窥镜 2 的用途、类型、产品编号等识别信息,这种识别信息作为指示信息而发挥功能。

[0062] 被检体内信息获取部 11 用于在胶囊型内窥镜 2 被导入到被检体 1 的内部时获取被检体内信息。在本实施方式 1 中被检体内信息获取部 11 作为被检体内信息而获取被检体内图像,具有具备用于进行图像获取的摄像功能的结构。具体地说,被检体内信息获取部 11 具备:作为照明部而发挥功能的 LED18;对 LED18 的驱动进行控制的 LED 驱动电路 19;CCD20,其作为对由 LED18 照明的区域中的至少一部分进行摄像的摄像部而发挥功能,并输出作为图像信息的 CCD 信号 C;以及对 CCD20 的驱动进行控制的 CCD 驱动电路 21。LED 驱动电路 19 以及 CCD 驱动电路 21 根据从定时产生部 16 指示的定时来控制 LED18 以及 CCD20 的驱动。此外,在本实施方式 1 中作为摄像部而使用 CCD,但是这种结构并不是必须的,例如也可以由 CMOS 等构成摄像部。

[0063] 无线发送部 15 用于对外部无线发送通过插入部 14 输入的信息。具体地说,无线发送部 15 构成为具备对所输入的信息进行必要的调制处理等的发送电路 25、以及发送天线 26。

[0064] 信号处理部 12 通过对由 CCD20 获取的 CCD 信号 C 实施规定的处理来生成图像信号 S,作为权利要求书中的信息主体输出单元而发挥功能。另外,由信号处理部 12 输出的图像信号 S 作为权利要求书中的信息主体部分而发挥功能。在构成与 1 张图像对应的 1 帧期

间（帧周期）的图像信号期间 TM 中，信号处理部 12 输出与由 CCD20 拍摄得到的图像信息的各扫描线对应的扫描线成分 Se。图像信号 S 具备：开头同步期间 TS，其具有包含垂直同步信号的开头的标准同步成分 Sd；以及图像信号期间 TM，其具有与分别包含水平同步信号的各扫描线对应的扫描线成分 Se 和在各扫描线成分 Se 之间设置了作为规定消隐期间的水平消隐期间 Th 的结构。在水平消隐期间 Th 中不包含任何信号成分。在此，垂直同步信号以及水平同步信号是为了在接收装置 3 中重新构成图像而使用的信号，垂直同步信号用于获取垂直方向的同步，水平同步信号用于获取水平方向的同步。

[0065] 基准信号成分输出部 13 用于基于存储在存储部 22 中的指示信息，选择对于该胶囊型内窥镜 2 中的接收装置 3 的同步模式，生成与所选择的同步模式对应的频率的基准信号，根据定时产生部 16 所指示的定时而输出包含所生成的基准信号的基准信号成分 D。基准信号成分输出部 13 具备同步模式选择部 23 和基准信号生成部 24。同步模式选择部 23 根据存储在存储部 22 中的指示信息来选择该胶囊型内窥镜 2 中的同步模式。具体地说，同步模式选择部 23 选择与该胶囊型内窥镜 2 中的同步模式对应的基准信号成分的插入的有无、在插入基准信号成分的情况下包含在基准信号成分中的基准信号的频率。同步模式选择部 23 选择完全同步模式、固定同步模式以及非同步模式中的任意一个，其中，完全同步模式将与信号处理部 12 所输出的图像信号 S 的频率对应的频率用作基准信号，固定同步模式将与被检体内信息获取部 11 所输出的 CCD 信号 C 的频率对应的频率用作基准信号，非同步模式不使用基准信号、不插入基准信号成分。基准信号生成部 24 生成与同步模式选择部 23 所选择的同步模式对应的频率的基准信号，输出包含所生成的基准信号的基准信号成分 D。基准信号生成部 24 在由同步模式选择部 23 选择了完全同步模式的情况下，生成与信号处理部 12 所输出的图像信号 S 的频率对应的频率即完全基准信号，输出包含该完全基准信号的完全基准信号成分 Dp。另外，基准信号生成部 24 在由同步模式选择部 23 选择了固定同步模式的情况下，生成与被检体内信息获取部 11 所输出的 CCD 信号 C 的频率对应的频率即固定基准信号，输出包含该固定基准信号的固定基准信号成分 Dc。另外，基准信号生成部 24 在由同步模式选择部 23 选择了非同步模式的情况下，不进行信号生成。

[0066] 在此，在将胶囊型内窥镜 2 中的基准时钟 16a 的频率设为 x [MHz] 的情况下，信号处理部 12 所输出的图像信号 S 的输出频率为 $(x/6)$ [MHz]。另外，CCD20 的驱动时钟的频率为对基准时钟 x [MHz] 进行分频而得到的 $(x/4)$ [MHz]。定时产生部 16 具备提供图像信号 S 的输出频率 $(x/6)$ [MHz] 的信号的供给源以及提供 CCD20 的驱动时钟的频率即 $(x/4)$ [MHz] 的信号的供给源，根据从该供给源输出的信号来控制各结构要素的处理定时。

[0067] 另外，基准信号生成部 24 作为完全基准信号而生成具有 $(x/6)$ [MHz] 的 $(1/2^n)$ 的频率的信号并输出。另外，基准信号生成部 24 作为固定基准信号而生成具有 $(x/4)$ [MHz] 的 $(1/2^n)$ 的频率的信号并输出。例如，基准信号生成部 24 具备对 $(x/6)$ [MHz] 的频率的信号进行分频的完全变更用分频电路、以及对 $(x/4)$ [MHz] 的频率的信号进行分频的固定变更用分频电路。基准信号生成部 24 中的各分频电路和各信号的供给源分别通过开关进行配置。

[0068] 并且，同步模式选择部 23 在选择了完全同步模式的情况下，将完全变更用分频电路和 $(x/6)$ [MHz] 的信号的供给源之间的开关设为导通状态，可以向基准信号生成部 24 提供 $(x/6)$ [MHz] 的信号。其结果，基准信号生成部 24 可以生成完全基准信号并输出。另外，同

步模式选择部 23 在选择了固定同步模式的情况下,将固定变更用分频电路和 $(x/4)$ [MHz] 的信号供给源之间的开关设为导通状态,可以向基准信号生成部 24 提供 $(x/4)$ [MHz] 的信号。其结果,基准信号生成部 24 可生成固定基准信号并输出。此外,同步模式选择部 23 在选择了非同步模式的情况下,无论对哪一个开关都维持截止状态,从而停止对基准信号生成部 24 提供信号。其结果,基准信号生成部 24 不生成任何信号。

[0069] 下面,参照图 4 说明基准信号成分输出部 13 的处理动作。图 4 是表示图 3 示出的基准信号成分输出部 13 的处理动作的流程图。如图 4 所示,首先,同步模式选择部 23 获取存储在存储部 22 中的指示信息等(步骤 S102),基于所获取的指示信息来选择完全同步模式、固定同步模式、非同步模式中的任意一个同步模式(步骤 S104)。然后,基准信号生成部 24 判断由同步模式选择部 23 选择的同步模式是完全同步模式、固定同步模式、非同步模式中的哪一个(步骤 S106)。基准信号生成部 24 在判断为由同步模式选择部 23 所选择的同步模式是完全同步模式的情况下(步骤 S106:完全同步模式),生成完全基准信号(步骤 S108),按照从定时产生部 16 指示的处理定时将包含所生成的完全基准信号的完全基准信号成分 D_p 输出到插入部 14(步骤 S110)。另外,基准信号生成部 24 在判断为由同步模式选择部 23 所选择的同步模式是固定同步模式的情况下(步骤 S106:固定同步模式),生成固定基准信号(步骤 S112),按照从定时产生部 16 指示的处理定时将包含所生成的固定基准信号的固定基准信号成分 D_c 输出到插入部 14(步骤 S114)。另外,基准信号生成部 24 在判断为由同步模式选择部 23 所选择的同步模式是非同步模式的情况下(步骤 S106:非同步模式),不进行基准信号的生成、输出。

[0070] 下面说明完全同步模式。例如,在获取了存储在存储部 22 中的识别信息之中表示胶囊型内窥镜 2 是摄像期间较短的用于食道的内窥镜的信息的情况下,同步模式选择部 23 选择完全同步模式。

[0071] 在此,在构成与 1 张图像对应的 1 帧期间(帧周期)的图像信号期间 T_M 中,信号处理部 12 输出由 CCD20 拍摄得到的图像信息。具体地说,如图 5 所示,在图像信号期间 T_M 中设置与扫描线的条数对应的数量的图像线期间 T_H ,信号处理部 12 关于各个图像线期间 T_H 生成与图像信息的各扫描线对应的扫描线成分 S_e 并输出。信号处理部 12 生成水平同步信号,以附加在扫描线成分 S_e 开头部分的状态下输出。另外,在相互邻接的图像线期间 T_H 之间设置有水平消隐期间 T_h ,设在从信号处理部 12 输出的图像信号 S 的水平消隐期间 T_h 中不包含任何信号成分。另外,在 1 帧期间的开头部分中,在接收装置侧设置有与对于 1 张图像的处理准备期间对应的开头同步期间,信号处理部 12 在开头同步期间 T_S 内生成垂直同步信号,输出包含该垂直同步信号的标准同步成分 S_d 。图像信号 S 构成为包含标准同步成分 S_d 以及各扫描线成分 S_e ,并在各扫描线成分 S_e 之间包含水平消隐期间 T_h 。

[0072] 在由同步模式选择部 23 选择了完全同步模式的情况下,基准信号生成部 24 生成完全基准信号并输出完全基准信号成分 D_p 。如图 5 所示,基准信号成分输出部 13 基于定时产生部 16 的控制,与开头同步期间 T_S 的前半期间以及水平消隐期间 T_h 相对应地输出完全基准信号成分 D_p 。另外,如上所述,信号处理部 12 基于定时产生部 16 的控制,在开头同步期间 T_S 输出标准同步成分 S_d ,在各图像线期间 T_H 分别输出扫描线成分 S_e 。这样,定时产生部 16 在由同步模式选择部 23 选择了完全同步模式的情况下,使基准信号生成部 24 中的完全基准信号成分 D_p 的输出定时与开头同步期间 T_S 的前半期间以及水平消隐期间 T_h 时

对应。

[0073] 其结果,如图 6 所示,从插入部 14 输出的信号的结构是,在开头同步期间 TS 的前半期间插入完全基准信号成分 Dp,另外,在扫描线成分 Se 之间的水平消隐期间 Th 插入完全基准信号成分 Dp。即,胶囊型内窥镜 2 以在开头同步期间 TS 以及水平消隐期间 Th 插入完全基准信号成分 Dp 的状态,从无线发送部 15 向接收装置 3 发送包含图像信息的无线信号。

[0074] 在接收装置 3 一侧,在所接收的无线信号之中从插入到开头同步期间 TS 以及水平消隐期间 Th 的完全基准信号成分 Dp 中提取完全基准信号。然后,接收装置 3 在所提取的完全基准信号与对从接收装置 3 一侧的基准时钟 39a 输出的时钟信号进行分频得到的信号之间进行相位比较,由此确保对从接收装置 3 一侧的基准时钟 39a 输出的时钟信号进行分频得到的信号的频率与从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号之间的同步。之后,在与水平消隐期间 Th 对应的每个期间内,接收装置 3 使用插入到水平消隐期间 Th 的完全基准信号成分 Dp 的完全基准信号,重复进行确保接收装置 3 一侧与从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号之间的同步的处理,使基准时钟 39a 的频率与从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的变动对应并一致。因而,接收装置 3 根据从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的频率变动,可以使基准时钟 39a 的频率与从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的频率完全同步,因此即使在从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号之中不能正确检测出垂直同步信号、水平同步信号的情况下,也能够正确获取胶囊型内窥镜 2 所拍摄的图像。

[0075] 下面,说明固定同步模式。例如,在存储在存储部 22 中的识别信息之中获取了表示胶囊型内窥镜 2 是摄像期间较短的食道用内窥镜、并在 CCD20 所拍摄的图像信息中混入噪声的类型的信息的情况下,同步模式选择部 23 选择固定同步模式。在这种情况下,基准信号生成部 24 生成与 CCD 信号 C 的输出频率 ($x/4$) [MHz] 对应的固定基准信号,输出包含该固定基准信号的固定基准信号成分 Dc。如图 7 所示,基准信号成分输出部 13 对应于开头同步期间 TS 的前半期间以及水平消隐期间 Th,输出包含固定基准信号的固定基准信号成分 Dc。在这种情况下,在由同步模式选择部 23 选择了固定同步模式的情况下,定时产生部 16 使基准信号生成部 24 中的固定基准信号成分 Dc 的输出定时与开头同步期间 TS 的前半期间以及水平消隐期间 Th 时对应。

[0076] 其结果,如图 8 所示,从插入部 14 输出的信号结构是,在开头同步期间 TS 的前半部分中插入固定基准信号成分 Dc,另外在扫描线成分 Se 之间的水平消隐期间 Th 中插入固定基准信号成分 Dc。即,胶囊型内窥镜 2 以在开头同步期间 TS 的前半期间以及水平消隐期间 Th 中插入固定基准信号的状态,从无线发送部 15 向接收装置 3 发送包含图像信息的无线信号。

[0077] 在接收装置 3 一侧,在接收到的无线信号之中从开头同步期间 TS 中的固定基准信号成分 Dc 中提取固定基准信号,并使用该固定基准信号使接收装置 3 的基准时钟 39a 中的时钟信号的频率与无线信号的频率变动一致。然后,从开头同步期间 TS 中的信号成分中提取垂直同步信号,检测 1 帧的图像信号的开头部分。之后,控制部 36 使用插入到水平消隐期间 Th 的固定基准信号成分 Dc 的固定基准信号,使基准时钟 39a 的时钟信号的频率与由胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的频率变动对应地重复变更,维持无线信号的频率与基准时钟 39a 的时钟信号的频率的一致。其结果,接收装置 3 能够通过使用插入到水平消隐期间 Th 的固定基准信号,来正确地检测出各扫描线的开头部分,能够检测出与各扫描线对应

的图像信息的开头部分,因此能够正确获取与 1 张图像整体对应的图像信息。

[0078] 下面说明非同步模式。同步模式选择部 23 在存储在存储部 22 中的识别信息之中获取了表示胶囊型内窥镜 2 是摄像时间较长的小肠用内窥镜的信息的情况下,不选择基准信号成分 D 的插入,基准信号生成部 24 不进行插入到开头同步期间以及水平消隐期间的基准信号成分的生成、输出。其结果,如图 9 所示,从插入部 14 输出的信号结构为从信号处理部 12 输出的开头同步期间 TS 中的标准同步成分 Sd 以及图像线期间 TH 中的扫描线成分 Se。在这种情况下,接收装置 3 从接收到的无线信号中提取垂直同步信号以及水平同步信号,使用垂直同步信号以及水平同步信号来处理包含在接收到的无线信号中的图像信号。胶囊型内窥镜 2 在使用非同步模式来发送无线信号的情况下,不需要生成插入到水平消隐期间 Th 间的基准信号。因此,选择了非同步模式的情况与选择了完全同步模式以及固定同步模式的情况相比较,可降低胶囊型内窥镜 2 中的消耗电力。特别地,非同步模式适用于胶囊型内窥镜 2 进行长时间的摄像以及图像信息的发送的情况。

[0079] 这样,本实施方式 1 所涉及的胶囊型内窥镜 2 除了非同步模式之外,还可以选择多个同步模式,由此能够与胶囊型内窥镜 2 的用途对应而灵活地选择合适的同步模式,其中,该多个同步模式包含可以进行与从接收侧发送的无线信号的频率变动相对应的接收侧的基准时钟的频率变更的完全同步模式以及固定同步模式。另外,在本实施方式 1 所涉及的胶囊型内窥镜 2 中,根据用途来选择完全同步模式或固定同步模式,发送插入了包含完全基准信号或固定基准信号的基准信号成分 D 的信号。通过使用这样的基准信号,在接收装置 3 中,能够与从胶囊型内窥镜 2 发送的发送信号的频率变动相对应地改变基准时钟 39a 的频率,使从胶囊型内窥镜 2 发送的无线信号的频率与接收装置的基准时钟的频率同步,无论频率是否变动都能对接收到的无线信号正确地进行处理。因此,接收装置 3 即使在无法正确地检测出垂直同步信号、水平同步信号的情况下,也可对图像信息正确地进行处理。其结果,接收装置 3 能够向用户正确地提供由胶囊型内窥镜 2 获取的体腔内的图像,可支持由用户进行正确的诊察。

[0080] 此外,同步模式选择部 23 也可以根据存储在存储部 22 中的指示信息等,每隔规定时间改变胶囊型内窥镜 2 中的同步模式。例如,同步模式选择部 23 在与摄像时间较短的食道部对应的期间选择完全同步模式或固定同步模式,在与摄像时间较长的小肠部对应的期间选择非同步模式。这样,也可以在胶囊型内窥镜 2 的动作期间之间,改变为最适合于摄像部的同步模式。另外,在本实施方式 1 中,说明了同步模式选择部 23 基于存储在存储部 22 中的指示信息来选择同步模式的情况,但是不限于此。例如,在胶囊型内窥镜 2 具备接收功能的情况下,同步模式选择部 23 也可以基于从外部发送的指示信息来选择同步模式。

[0081] (实施方式 2)

[0082] 下面说明实施方式 2。在实施方式 2 中,在对使用非同步模式从胶囊型内窥镜发送的无线信号进行处理的接收装置中,对于无法检测出水平同步信号的扫描线,生成规定的再现信号,根据所生成的再现信号对图像信号进行处理。

[0083] 图 10 是例示实施方式 2 中的胶囊型内窥镜的示意性的结构的框图。实施方式 2 中的胶囊型内窥镜,例如如图 10 示出的胶囊型内窥镜 202 所示,与图 3 示出的胶囊型内窥镜 2 相比较,具有删除了基准信号成分输出部 13、插入部 14、存储部 22 的结构,使用上述的非同步模式来发送无线信号。因此,如图 9 所示,从胶囊型内窥镜 202 发送与图像信号 S 对

应的无线信号,其中,上述图像信号 S 构成为具有:包含垂直同步信号的开头同步期间 TS;以及使发送包含水平同步信号的扫描线成分 Se 的图像线期间 TH 和水平消隐期间 Th 交替重复的图像信号期间 TM。

[0084] 下面说明实施方式 2 所涉及的接收装置。图 11 是表示实施方式 2 所涉及的接收装置的示意性的结构的框图。如图 11 所示,实施方式 2 中的接收装置 203 与图 2 示出的接收装置 3 相比较,代替同步确保部 39 而具有基准时钟 239a,该基准时钟 239a 具有与基准时钟 39a 同样的功能。另外,接收装置 203 代替同步信号检测部 34 而具备外部装置 203b,该外部装置 203b 具有同步信号检测部 234。同步信号检测部 234 根据从基准时钟 239a 输出的时钟信号,从由接收部 31 输出的信号 Sa 中检测出垂直同步信号以及水平同步信号,根据垂直同步信号以及水平同步信号将指示图像处理部 35 中的处理动作的定时的定时信号输出到图像处理部 35。另外,同步信号检测部 234 在无法检测出水平同步信号的情况下,对该扫描线生成再现信号,根据所生成的再现信号将定时信号 St 输出到图像处理部 35。图像处理部 35 根据从同步信号检测部 234 输出的定时信号,获取与图像信号 S1 的输入定时的同步,开始图像信号 S1 的处理。具体地说,图像处理部 35 根据从同步信号检测部 234 输出的定时信号,区分与 1 帧的开头像素以及各扫描线的开头像素对应的像素信号,对每个像素信号进行规定的处理。此外,接收装置 203 采用非同步模式。

[0085] 下面说明图 11 示出的外部装置 203b 的同步信号检测部 234。图 12 是表示图 11 示出的外部装置 203b 的要部结构的框图。在图 12 中,示出了在构成同步信号检测部 234 的结构要素之中特别是与水平同步信号的检测以及基于水平同步信号的定时信号 St 的生成相关的结构要素。

[0086] 如图 12 所示,同步信号检测部 234 具备水平同步信号检测部 236、再现部 237、定时信号生成部 238、以及对同步信号检测部 234 的各结构要素的处理动作进行控制的同步控制部 239。

[0087] 水平同步信号检测部 236 在从接收部 31 输出的信号 Sa 之中检测与各扫描线对应的水平同步信号,在检测出水平同步信号的情况下,表示检测出水平同步信号的意思,并将表示附加有该水平同步信号的扫描线成分的开头的检测信号 Sh 输出到定时信号生成部 238。另外,水平同步信号检测部 236 在信号 Sa 之中检测出形成水平同步信号的信号之中预先设定的规定部分以上的情况下,即使在无法检测出水平同步信号的全体信号的情况下,也作为检测出水平同步信号而输出检测信号 Sh。

[0088] 再现部 237 在水平同步信号检测部 236 无法检测出水平同步信号的情况下,根据水平同步信号检测部 236 上次检测出的水平同步信号,对该扫描线成分生成再现信号 Shd,并输出到定时信号生成部 238。该再现部 237 在水平同步信号检测部 236 生成上次检测信号之后到对下一个扫描线成分检测出同步信号为止的期间内不检测水平同步信号的情况下,生成再现信号 Shd。该再现信号 Shd 表示没有检测出水平同步信号的扫描线成分的开头。假设从胶囊型内窥镜 202 按照固定的图像线期间 TH 以及固定的水平消隐期间 Th 发送无线信号,由接收装置 203 按照图像线期间 TH 以及水平消隐期间 Th 接收无线信号,则再现部 237 生成再现信号 Shd。基于该假设,在从水平同步信号检测部 236 输出上次的检测信号 Sh 时起经过假设输出下一检测信号 Sh 的期间时,在水平同步信号检测部 236 不输出检测信号 Sh 的情况下,再现部 237 生成再现信号 Shd 并输出。

[0089] 定时信号生成部 238 基于从水平同步信号检测部 236 输出的检测信号 Sh 或从再现部 237 输出的再现信号 Shd, 对应于向图像处理部 35 的图像信号 S1 中的扫描线成分的输入定时, 将指示图像信号 S1 中的扫描线成分的处理开始定时的定时信号 St 输出到图像处理部 35。定时信号生成部 238 对图像信号 S1 中构成 1 个像素的每个像素信号输出定时信号 St。另外, 定时信号生成部 238 使基于再现信号 Shd 的定时信号 St 的最早的输出比基于检测信号 Sh 的定时信号 St 的最早的输出, 还要提前再现部 237 中的再现信号的生成期间。其结果, 无论是使用了检测信号 Sh 的情况还是使用了再现信号 Shd 的情况, 定时信号生成部 238 都能够正确地指示图像处理部 35 对位于图像信号 S1 开头的像素信号进行处理的定时。

[0090] 下面, 参照图 13, 说明直到同步信号检测部 234 输出基于水平同步信号的定时信号 St 为止的处理动作。如图 13 所示, 在同步信号检测部 234 中, 首先, 同步控制部 239 判断水平同步信号检测部 236 是否能够从信号 Sa 中提取水平同步信号 (步骤 S202)。

[0091] 在同步控制部 239 中判断为水平同步信号检测部 236 能够提取水平同步信号的情况下 (步骤 S202: 是), 水平同步信号检测部 236 判断提取出的水平同步信号的信号宽度是否在规定宽度以上, 即判断提取出的水平同步信号的信号宽度是否在可采用宽度以上 (步骤 S204)。水平同步信号检测部 236 在判断为提取出的水平同步信号的信号宽度在可采用宽度以上的情况下 (步骤 S204: 是), 采用提取出的水平同步信号 (步骤 S206), 生成检测信号 Sh 并输出到定时信号生成部 238 (步骤 S208)。另一方面, 水平同步信号检测部 236 在判断为提取出的水平同步信号的信号宽度不是可采用宽度以上的情况下 (步骤 S204: 否), 不采用该水平同步信号 (步骤 S210) 而进入步骤 S212。在这种情况下, 水平同步信号检测部 236 不进行检测信号 Sh 的生成、输出。

[0092] 在同步控制部 239 中判断为水平同步信号检测部 236 无法提取出水平同步信号的情况下 (步骤 S202: 否), 或者在不采用水平同步信号检测部 236 提取出的水平同步信号 (步骤 S210) 而没生成检测信号 Sh 的情况下, 同步控制部 239 对再现部 237 指示再现信号 Shd 的生成, 再现部 237 生成再现信号 Shd, 并输出到定时信号生成部 238 (步骤 S212)。

[0093] 定时信号生成部 238 使用接收到的检测信号 Sh 或再现信号 Shd 来生成定时信号 St (步骤 S214)。然后, 同步控制部 239 判断定时信号生成部 238 使用检测信号 Sh 或再现信号 Shd 中的哪一个来生成了定时信号 St (步骤 S216)。

[0094] 同步控制部 239 在判断为定时信号生成部 238 使用检测信号 Sh 生成了定时信号 St 的情况下 (步骤 S216: 检测信号), 使定时信号生成部 238 以规定的基准定时输出定时信号 St (步骤 S218)。该基准定时不考虑再现部 237 中的再现信号 Shd 的生成期间。定时信号生成部 238 根据该基准定时, 从水平同步信号检测部 237 输入检测信号 Sh 起经过规定的基准待机期间后输出定时信号 St, 之后以固定的输出定时输出定时信号 St。

[0095] 另一方面, 同步控制部 239 在判断为定时信号生成部 238 使用再现信号 Shd 生成了定时信号 St 的情况下 (步骤 S216: 再现信号), 使定时信号生成部 237 以再现信号用定时输出定时信号 St。再现信号用定时是考虑了再现部 237 中的再现信号的生成期间的定时。定时信号生成部 238 根据该再现信号用定时, 从再现部 237 输出再现信号 Shd 起经过规定的再现用待机期间后输出定时信号 St, 之后以固定的输出定时输出定时信号 St (步骤 S220)。再现用待机期间是将从输入再现信号 Shd 起直到输出根据再现信号 Shd 而生成的

定时信号 St 为止的期间、与从输入检测信号 Sh 起到输出根据检测信号 Sh 而生成的定时信号 St 间的期间相比较,缩短与再现部 237 中的再现信号的生成期间对应的期间而得到的期间。这样,定时信号生成部 238 对应于检测信号 Sh 或再现信号 Shd 中的任意一个,改变输出定时并输出定时信号 St。

[0096] 下面,参照图 14 以后示出的时序图来说明在图 13 中所说明的各处理。首先,说明直到水平同步信号检测部 236 输出检测信号 Sh 为止的信号处理。图 14 是表示水平同步信号检测部 236 检测水平同步信号、并输出检测信号 Sh 为止的各信号以及各计数器中的时序图的图。在图 14 中,(a) 对应于从基准时钟 239a 输入到同步控制部 239 中的时钟信号,6 个时钟的信号 (6C) 对应于信号 Sa 的每一个像素的像素信号的信号宽度。(b) 对应于水平同步信号检测部 236 提取出的水平同步信号 Sh0,(c) 对应于在水平同步信号检测部 236 检测到水平同步信号 Sh0 的情况下输出到同步控制部 239 的探测信号 Sha,(d) 对应于同步控制部 239 所具有的检测信号生成用的检测用计数器 Ch 的计数值,(e) 对应于水平同步信号检测部 236 所生成的检测信号 Sh,(f) 对应于针对同步控制部 239 所具有的再现用计数器 Chd 的计数器复位信号 Scr,(g) 对应于再现用计数器 Chd 的计数值。

[0097] 在图 14 中,如 (b) 所示,水平同步信号检测部 236 在提取出例如相当于 6C 的水平同步信号 Sh0 (在此说明水平同步信号 Sh0 的信号宽度全体相当于 6C 宽度。)的情况下,如箭头 Y1 所示,探测水平同步信号 Sh0 的下降部分,如 (c) 所示,在水平同步信号 Sh0 的下降部分的下一个时钟输出探测信号 Sha。然后,如箭头 Y2 所示,接受该探测信号 Sha,同步控制部 239 将检测用计数器 Ch 的计数值复位为“0”,根据时钟信号开始计数。水平同步信号检测部 236 基于同步控制部 239 的控制,如箭头 Y3 所示,在检测用计数器 Ch 的计数值为“6”时开始检测信号 Sh 的生成、输出,如箭头 Y4 所示,在计数值为“11”时停止检测信号 Sh 的生成、输出。即,水平同步信号生成部 236 从探测水平同步信号的下降部分起,在与 1 个像素对应的 6C 之后生成并输出 6C 部分的检测信号 Sh。之后,如箭头 Y5 所示,在检测信号 Sh 生成后、即检测用计数器 Ch 的计数值为“12”时,水平同步信号检测部 236 将计数器复位信号 Scr 输出到同步控制部 239。如箭头 Y6 所示,同步控制部 239 接受计数器复位信号 Scr,使进行了计数的再现用计数器 Chd 的计数值“20591”返回到“0”,根据时钟信号开始计数。计数值从“0”到“20591”的宽度相当于包含有水平同步信号的 1 条扫描线的图像信号宽度。因此,同步控制部 239 根据检测信号 Sh 的输出结束,设为能够正常进行该扫描线中的水平同步信号的检测,将再现用计数器 Chd 的计数值复位,再次开始再现用计数器 Chd 的计数以判断可否进行下一扫描线中的水平同步信号的检测。

[0098] 在此,如果提取出的水平同步信号的信号宽度为可采用宽度以上,则水平同步信号检测部 236 采用提取出的水平同步信号来生成检测信号 Sh。例如,如图 15 的 (1) 的 (a) 所示,如果水平同步信号检测部 236 所提取出的水平同步信号 Sh0 为与水平同步信号的整个宽度相当的 6C 宽度中的 3C 宽度以上,则同步信号检测部 234 可对图像处理部 35 进行正确的定时信号 St 的生成、输出。因此,在水平同步信号 Sh0 的信号宽度为 3C 宽度以上的情况下,水平同步信号检测部 236 输出探测信号 Sha,使检测用计数器 Ch 复位并开始计数。其结果,水平同步信号检测部 236 生成并输出检测信号 Sh。然而,如图 15 的 (2) 的 (e) 所示,水平同步信号检测部 236 在提取出的水平同步信号 Sh0 为与水平同步信号的整个宽度相当的 6C 宽度中 2C 的宽度以下的情况下,同步信号检测部 234 难以对图像处理部 35 进行正确

的定时信号 St 的生成、输出。因此,在水平同步信号 Sh0 的信号宽度为 2C 宽度以下的情况下,水平同步信号检测部 236 不输出探测信号 Sha,不进行检测信号 Sh 的生成、输出。这样,在同步信号检测部 234 中,在无法提取出能够进行正确的定时信号 St 的生成、输出的信号宽度的水平同步信号 Sh0 的情况下,不使用检测信号 Sh,而使用由再现部 237 生成、输出的再现信号 Shd 来生成定时信号 St。

[0099] 下面,参照图 16 示出的时序图,说明在再现部 237 中生成、输出再现信号 Shd 为止的信号处理。图 16 中的 (a) ~ (f) 示出的各时序图对应于在图 14 中说明的时钟信号、水平同步信号 Sh0、探测信号 Sha、检测用计数器 Ch 的计数值、检测信号 Sh、再现用计数器 Chd 的计数值。另外,图 16 中的 (g) 对应于在再现部 237 中生成的再现信号 Shd, (h) 对应于在图 14 中说明的计数器复位信号 Scr。

[0100] 在图 16 的 (b) 中,如箭头 Y7 所示,在水平同步信号检测部 236 中没有检测出水平同步信号 Sh0 的情况下,如 (c) 以及箭头 Y8 所示,不生成探测信号 Sha,不将检测用计数器 Ch 的计数值复位。其结果,如 (e) 和箭头 Y9 所示,不从水平同步信号检测部 236 中输出检测信号 Sh。在这种情况下,在图 16 的 (e) 中,如箭头 Y11 所示,即使是在再现用计数器 Chd 的计数值为“20591”的情况下,在判断为没有基于针对再现用计数器 Chd 的计数器复位信号 Scr 的计数值的复位以及计数开始的指示的情况下,同步控制部 239 判断为没有检测出水平同步信号检测部 236 中的水平同步信号,并对再现部 237 指示再现信号 Shd 的生成。再现用计数器 Chd 的计数值为“20591”的情况相当于经过了与 1 条扫描线的图像信号宽度相当的期间的情况。这是因为当计数值为“20591”时,在能够正常检测出水平同步信号 Sh0 的情况下,如图 14 所示,完成了检测信号 Sh 的生成、输出以及完成了计数器复位信号 Scr 的输出。因此,在再现用计数器 Chd 的计数值为“20591”时不接收计数器复位信号 Scr 的情况下,同步控制部 239 判断为是在该期间之前水平同步信号检测部 236 无法检测出水平同步信号 Sh0 而没有输出检测信号 Sh 的情况。

[0101] 在这种情况下,再现部 237 基于同步控制部 239 的控制,如箭头 Y12 所示,在包含再现用计数器 Chd 的计数值“20591”的 6C 宽度部分后的计数值为“20597”时开始再现信号 Shd 的生成、输出,如箭头 Y13 所示,在计数值为“20602”时停止再现信号 Shd 的生成、输出。然后,如箭头 Y14 所示,再现部 237 在再现信号 Shd 的生成结束后将计数器复位信号 Scr 输出到同步控制部 239。同步控制部 239 接收该计数器复位信号,如箭头 Y15 所示,在将再现用计数器 Chd 的计数值复位为“0”后,使再现用计数器 Chd 开始计数。

[0102] 在此,如图 16 所示,再现部 237 与从水平同步信号检测部 236 输出检测信号 Sh 的情况相比,延迟 12C 宽度、即对应于 2 个像素的信号宽度的定时而生成再现信号 Shd 并输出。

[0103] 需要吸收在该延迟定时的再现信号 Shd 的生成、输出。因此,在对生成、输出了再现信号 Shd 的扫描线成分的下一扫描线成分生成并输出再现信号 Shd2 的情况下,再现部 237 以提前与 2 个像素的信号宽度对应的期间的定时生成并输出再现信号。具体地说,如图 17 的 (f) (g2) 的箭头 Y21 所示,再现部 237 对应于生成、输出了再现信号 Shd 的扫描线的下一扫描线,在比最初生成的再现信号 Shd 的生成定时提前 12C 宽度的计数值“20584”时开始再现信号 Shd2 的生成、输出。这样,再现部 237 以提前 12C 宽度、即与 2 个像素的信号宽度对应的期间的定时来生成再现信号 Shd2。然后,如箭头 Y22 所示,再现部 237 在从计数值

“20584”起 6C 宽度后的计数值“20590”时停止再现信号 Shd2 的生成、输出。之后,如箭头 Y23 所示,再现部 237 在再现信号 Shd2 的生成结束后将计数器复位信号 Scr 输出到同步控制部 239。同步控制部 239 接收该计数器复位信号 Scr,如箭头 Y24 所示,在将再现用计数器 Chd 的计数值复位为“0”后,使再现用计数器 Chd 开始计数。

[0104] 下面,参照图 18 示出的时序图说明针对定时信号生成部 238 中的定时信号 St 的生成的信号处理。图 18 的 (1) 对应于定时信号生成部 238 使用检测信号 Sh 生成定时信号 St 的情况,(a) 对应于检测信号 Sh,(b) 对应于对定时信号生成部 238 所具有的定时计数器 Ct 指示计数值的复位以及计数开始的复位信号 Str,(c) 对应于定时计数器 Ct 的计数值,(d) 对应于定时信号生成部 238 所生成的定时信号 St,(e) 对应于从变换部 33 输出的图像信号 S1 的各扫描线中的数据信号。另外,图 18 的 (2) 对应于定时信号生成部 238 使用再现信号 Shd 生成定时信号 St 的情况,(f) 对应于再现信号 Shd,(g) 对应于复位信号 Str,(h) 对应于定时计数器 Ct 的计数值,(i) 对应于定时信号 St,(j) 对应于数据信号。此外,在图 18 中,各信号以及各计数器根据 (A) 中示出的时钟信号进行处理。另外,定时计数器 Ct 当从计数值“0”开始进行到计数值“5”为止时,自动复位为“0”值并进行计数。如在输入到变换部 33 的信号 Sa 之中表示各像素信息的数据信号 (e)、(j) 所示,每 1 个像素具有 6C 的信号宽度,定时计数器 Ct 与每 1 个像素的信号宽度对应地进行计数。

[0105] 首先,参照图 18 的 (1) 说明定时信号生成部 238 使用检测信号 Sh 生成定时信号 St 的情况。在图 18 的 (a) 中,定时信号生成部 238 在检测出接收检测信号 Sh 的情况下,如箭头 Y31 所示,将 (b) 中示出的复位信号 Str 输出到定时计数器 Ct。其结果,如箭头 Y32 所示,(c) 中示出的定时计数器 Ct 的计数值在复位为“0”后进行计数。然后,如箭头 Y33 以及 (d) 所示,定时信号生成部 238 在定时计数器 Ct 的计数值“1”的期间生成复位信号 Str。在这种情况下,然后如箭头 Y34 所示,在下一个定时计数器 Ct 的计数值成为“1”的期间、即对应于数据信号中的下一个像素,生成下一个复位信号 Str。这样,定时信号生成部 238 根据定时计数器 Ct 的计数值“1”,对数据信号的每个像素单位依次生成定时信号 St。输出该复位信号 Str 使得在数据信号的每 1 个像素中的信号宽度的大致中央将定时计数器 Ct 复位。数据信号的每 1 个像素中的信号宽度的大致中央对应于表示像素亮度的信息主体。因此,同步信号检测部 234 在数据信号的每 1 个像素中的信号宽度的大致中央生成定时信号 St,对图像处理部 35 指示处理,由此图像处理部 35 能够可靠地获取像素的亮度信息等。

[0106] 然后,参照图 18 的 (2),说明定时信号生成部 238 使用再现信号 Shd 生成定时信号 St 的情况。与图 18 的 (1) 所示的情况同样,定时信号生成部 238 在如 (f) 所示检测出接收再现信号 Shd 的情况下,如箭头 Y36 以及 (g) 所示那样输出复位信号 Str。其结果,如箭头 Y37 所示,(h) 的复位计数器 Ct 的计数值被复位,如箭头 Y38、Y39 以及 (i) 所示,定时信号生成部 238 按数据信号的每 1 个像素单位生成定时信号 St。此外,定时信号生成部 238 将所生成的定时信号 St 变换为对应于从变换部 33 输出的图像信号 S1 的信号形式之后,输出到图像处理部 35。例如,输入到变换部 33 中的信号 Sa 是串行形式,在变换部 33 中对信号 Sa 进行处理,在输出并行形式的图像信号 S1 的情况下,定时信号生成部 238 将所生成的定时信号 St 变换为对应于并行形式。

[0107] 在此,如 (a) 以及 (f) 所示,再现信号 Shd 与检测信号 Sh 相比延迟与 2 个像素对应的 12C 而被输入到定时信号生成部 238。其结果,定时信号生成部 238 将使用再现信号

Shd 生成定时信号 St 的情况与使用检测信号 Sh 生成定时信号 St 的情况相比延迟 2 个像素来生成定时信号 St。其结果,同步控制部 239 为了使定时信号生成部 238 与将图像信号 S1 输入到图像处理部 35 中的定时一致地对图像处理部 35 输出定时信号 St,需要改变使用检测信号 Sh 而生成的定时信号 St 和使用再现信号 Shd 而生成的定时信号 St 的输出定时。即,如在图 13 的步骤 S218 以及步骤 S220 中所说明的那样,定时信号生成部 238 使用基准定时输出基于检测信号 Sh 的定时信号 St,使用再现信号用定时输出基于再现信号 Shd 的定时信号 St。

[0108] 因此,参照图 19 说明从定时信号生成部 238 输出定时信号 St 的基准定时以及再现信号用定时。图 19 的 (a) 表示同步控制部 239 具有的输出计数器 Co 的计数值。该输出计数器 Co 根据检测信号 Sh 或再现信号 Shd 的接收来开始计数,对从变换部 33 输出的图像信号 S1 的与 1 个像素对应的每个信号宽度进行计数。然后,输出计数器 Co 在进行到计数值“9”为止时将计数值复位为“0”值并进行计数。(b) 在从同步控制部 239 输出到定时信号生成部 238 的输出指示信号之中对应于针对根据检测信号 Sh 而生成的定时信号 St 的输出指示信号 Si。即,输出指示信号 Si 与基准定时对应。(c) 对应于针对根据检测信号 Shd 而生成的定时信号 St 的输出指示信号 Sid。即,输出指示信号 Sid 与再现信号用定时对应。另外,(b)以及 (c) 表示以占空 (Duty) 比 50%输出定时信号 St 的情况。

[0109] 如图 19(b) 所示,对于基于检测信号 Sh 的定时信号 St,例如,同步控制部 239 在从计数值“3”到计数值“7”的期间输出输出指示信号 Si,对定时信号生成部 238 指示定时信号 St 的输出。在这种情况下,根据该输出指示信号 Si 的指示,定时信号生成部 238 在从计数值“3”到计数值“7”的期间,对图像处理部 35 输出定时信号 St。这样,定时信号生成部 238 使用这种基准定时,从输出计数器 Co 的计数值“3”开始输出定时信号 St。

[0110] 与此相对,如图 19(c) 所示,对于基于再现信号 Shd 的定时信号 St,同步控制部 239 在与输出指示信号 Si 相比提前 2 个计数值的从计数值“1”到计数值“5”的期间输出输出指示信号 Sid,对定时信号生成部 238 指示定时信号 St 的输出。这样,基于再现信号 Shd 所生成的定时信号 St 以吸收了再现信号 Shd 的输入延迟的定时而被输出。即,使从输入再现信号 Shd 起直到输出根据再现信号 Shd 生成的定时信号 St 为止的期间、与从输入检测信号 Sh 起到输出根据检测信号 Sh 生成的定时信号 St 间的期间相比,缩短与再现部 237 中的再现信号的生成期间对应的期间、即与 2 个像素对应的期间。

[0111] 这样,同步控制部 239 使定时信号生成部 238,以与检测信号 Sh 以及再现信号 Shd 输入到定时信号生成部 238 时对应的定时将定时信号 St 输出到图像处理部 35。因而,同步信号检测部 234 无论对于使用了检测信号 Sh 的定时信号 St 以及使用了再现信号 Shd 的定时信号 St 中的哪一个,都可以按照图像信号 S1 被输入到图像处理部 35 中的定时来输出到图像处理部 35,可以正确地指示图像处理部 35 中的图像处理定时。

[0112] 本实施方式 2 所涉及的接收装置 203 在从以非同步模式发送的无线信号中无法检测出水平同步信号的情况下,基于上次检测出的水平同步信号而生成再现信号,使用该再现信号进行对扫描线成分的处理同步,因此能够正确地对接收到的无线信号的信息成分进行处理。因此,本实施方式 2 所涉及的接收装置 203 即使对与无法检测出水平同步信号的扫描线对应的图像信号,也能够进行图像处理,因此能够正确地获取与 1 张图像对应的图像信息。其结果,接收装置 203 能够正确地向用户提供胶囊型内窥镜所获取的体腔内的图

像,可支持由用户进行的正确的诊察。

[0113] 此外,在本实施方式 2 中,说明了与定时信号生成部 238 使用检测信号 Sh 或再现信号 Shd 的情况对应地改变定时信号 St 的输出定时的情况,但是不限于此,水平同步信号检测部 236 也可以基于同步控制部 239 的控制,按照从再现部 237 输出再现信号 Shd 的情况的定时,将检测信号 Sh 输出到定时信号生成部 238。在这种情况下,定时信号生成部 238 也可以按照图像信号 S1 的输入定时来向处理部 35 输出定时信号 St。

[0114] 产业上的可利用性

[0115] 如上所述,本发明所涉及的接收装置或被检体内信息获取系统用于对外部发送至少包含信息主体部分的无线信号的情况、对所发送的无线信号进行处理的情况,特别是适用于与胶囊型内窥镜等的被检体内导入装置所拍摄得到的各图像对应的图像信息的处理。

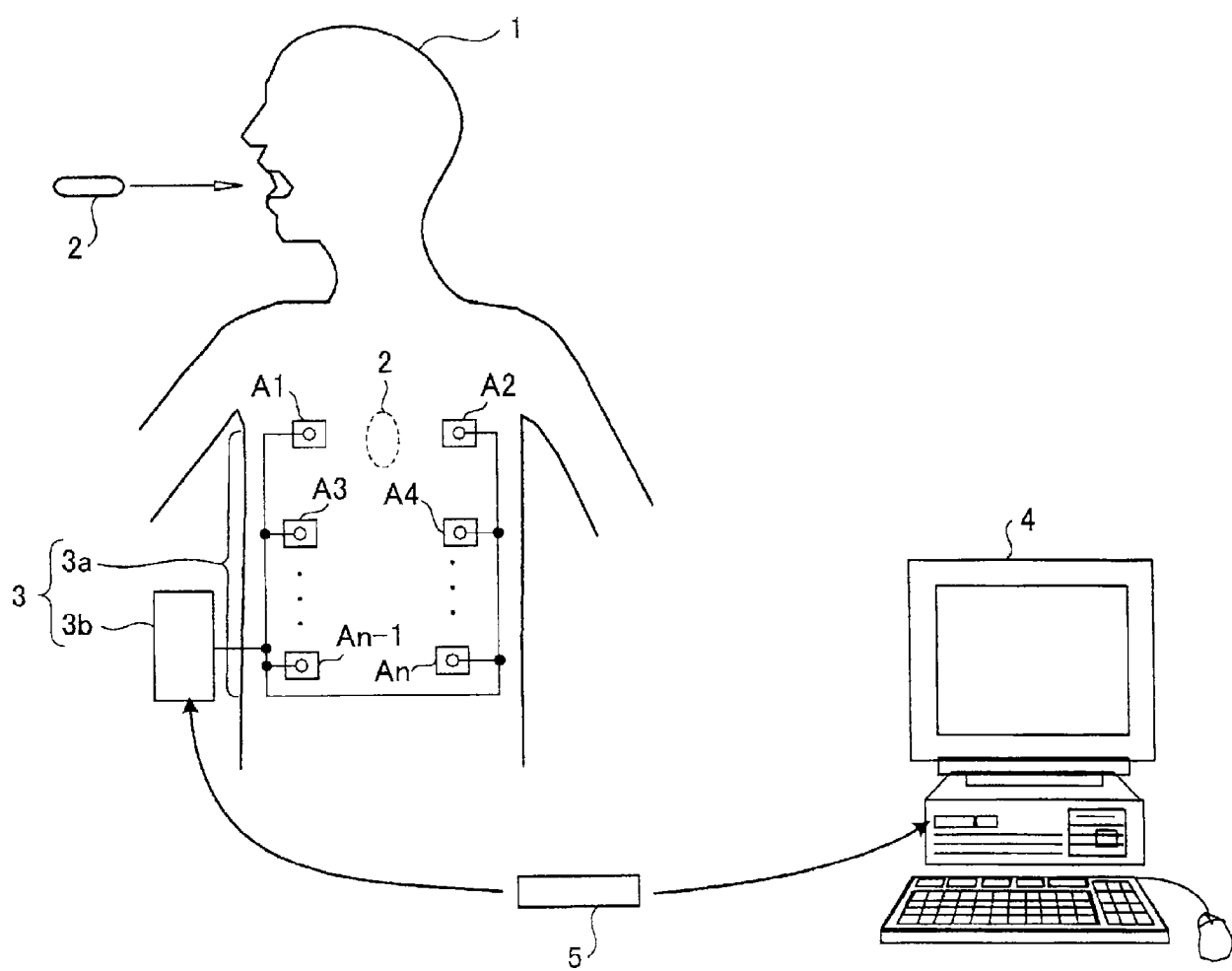


图 1

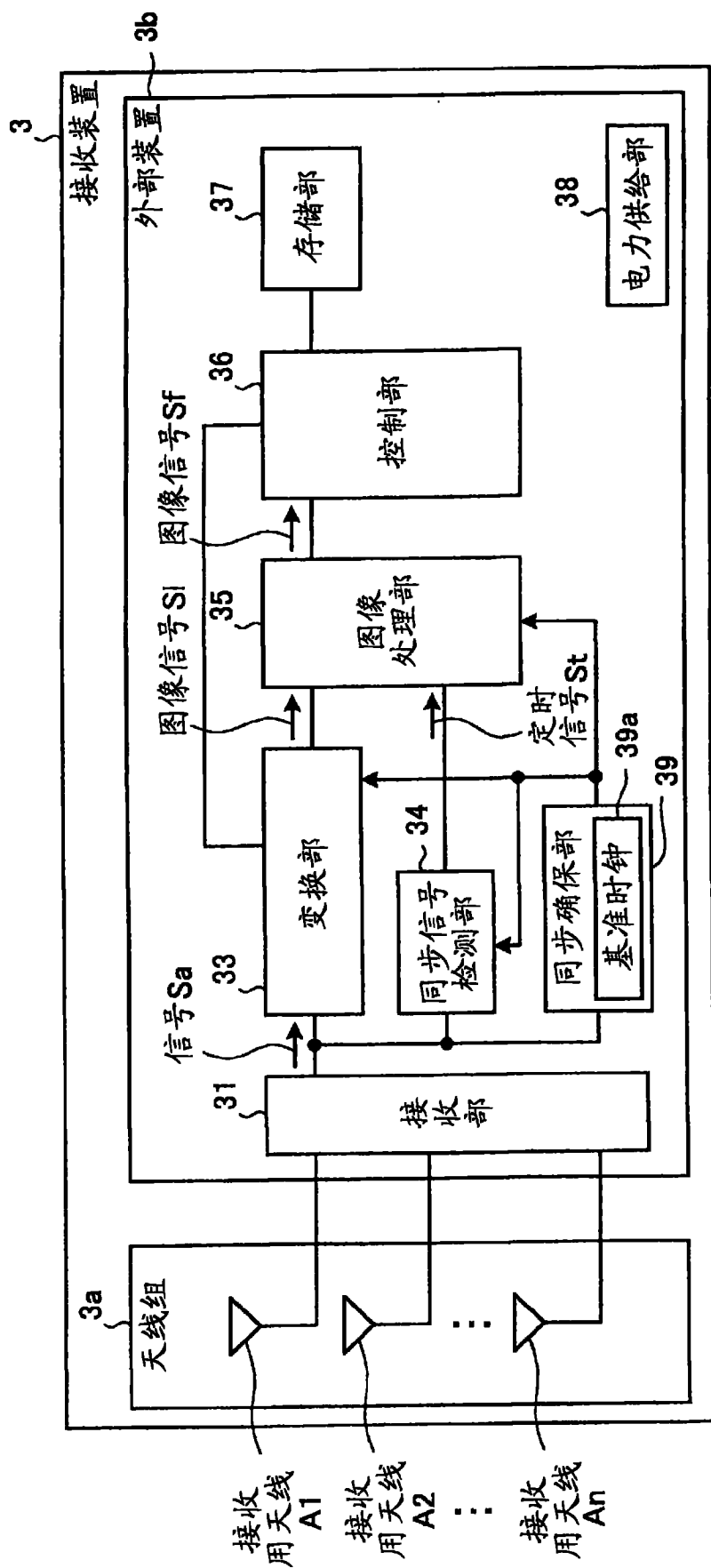


图 2

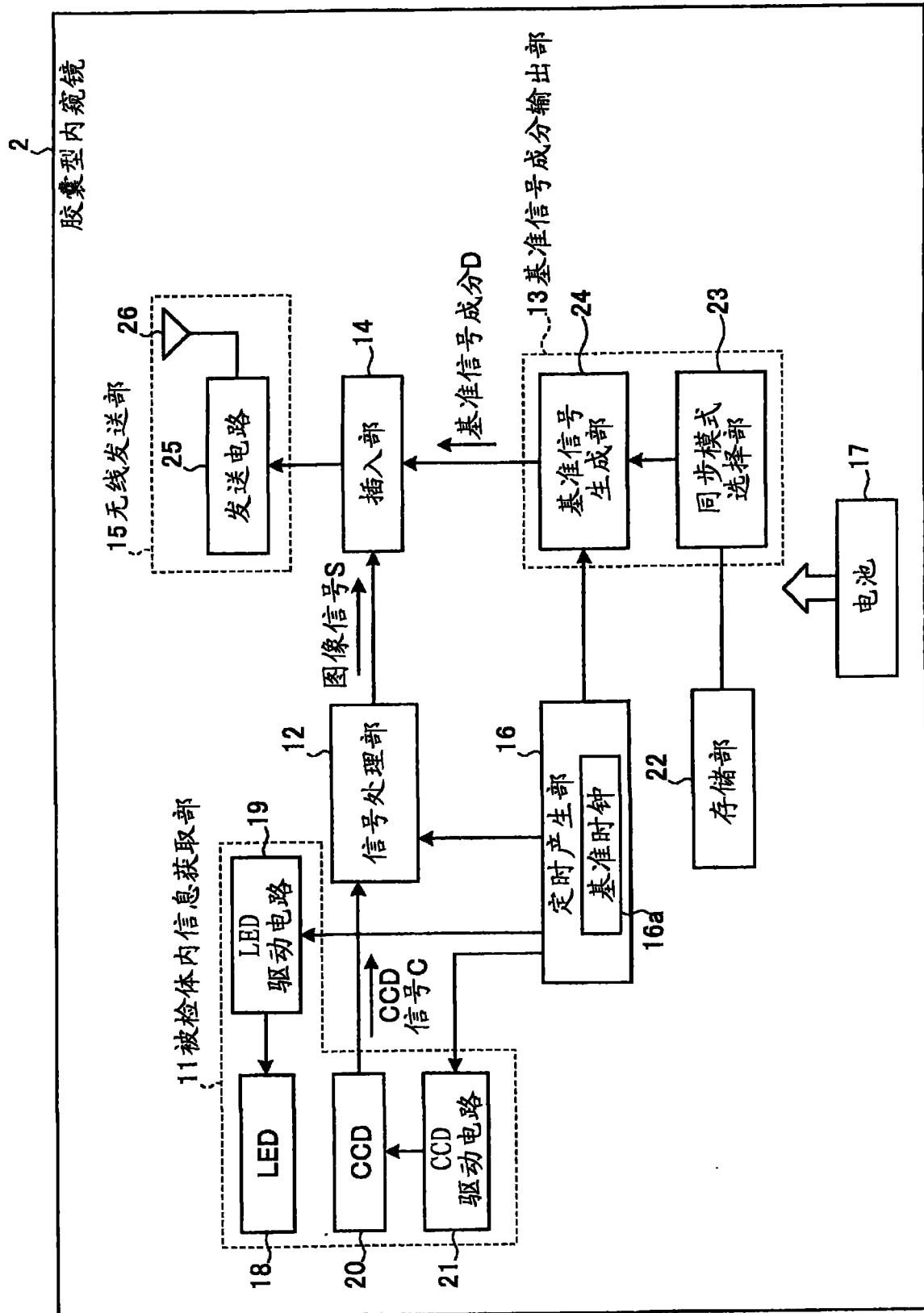


图 3

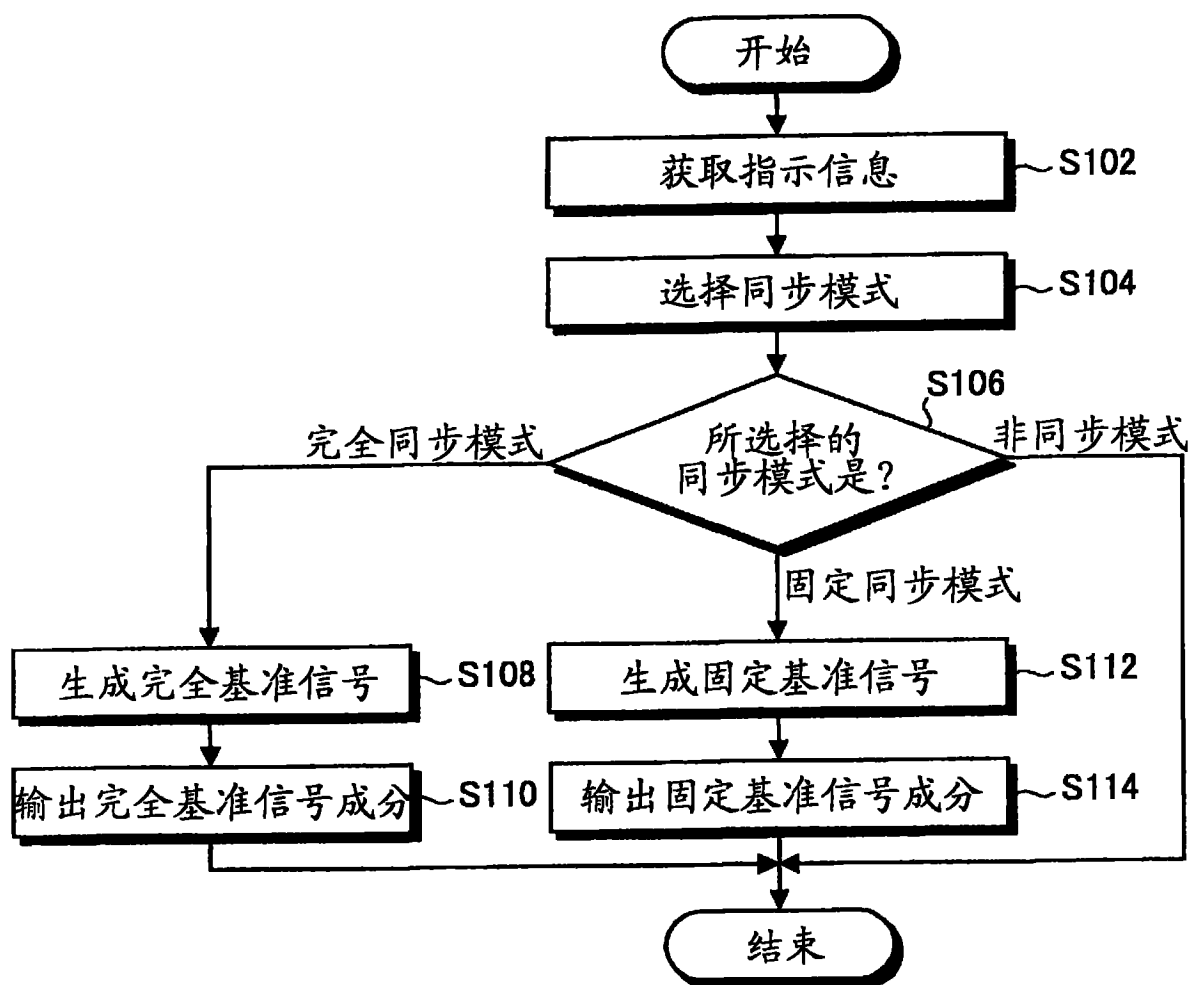


图 4

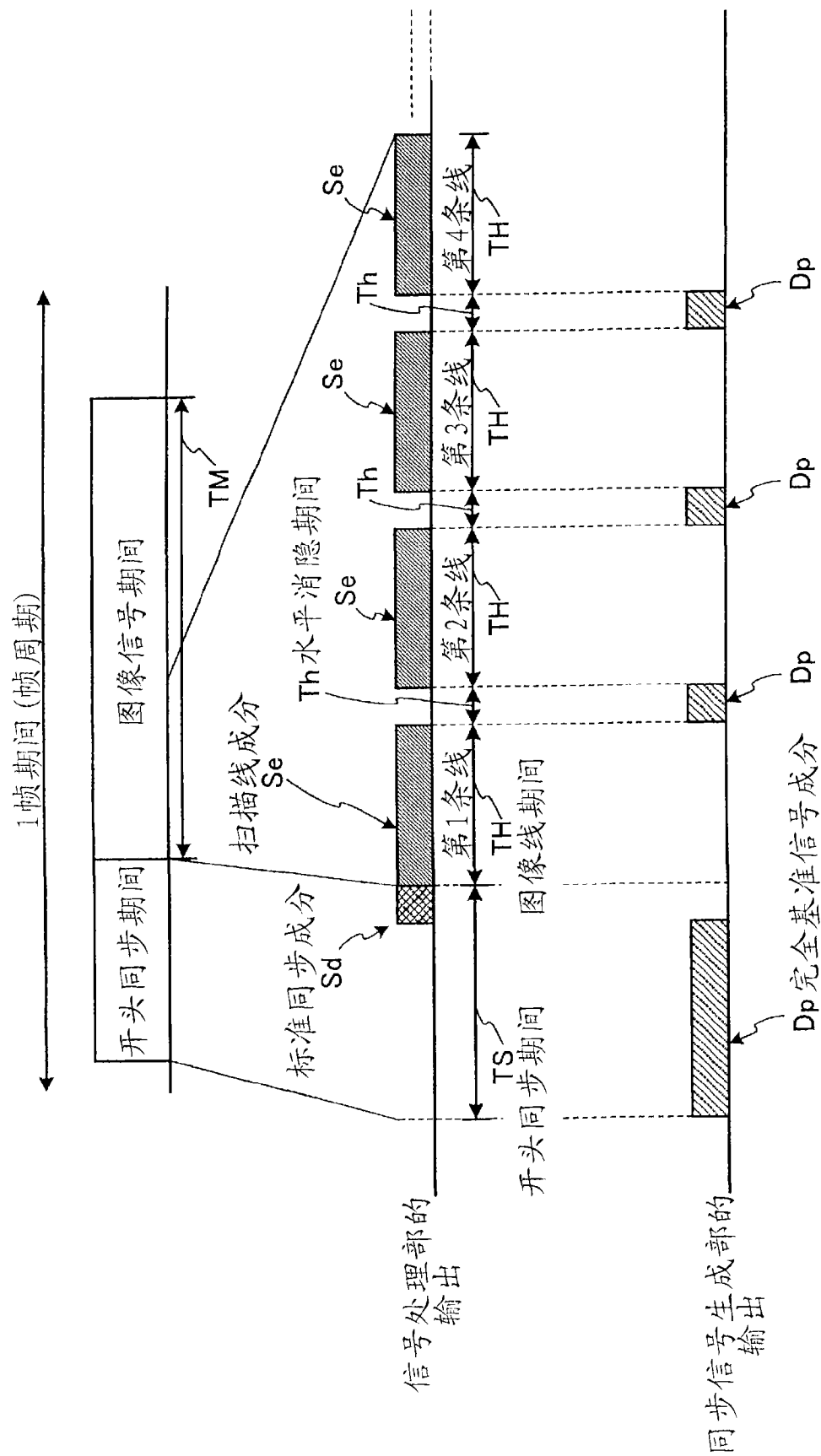


图 5

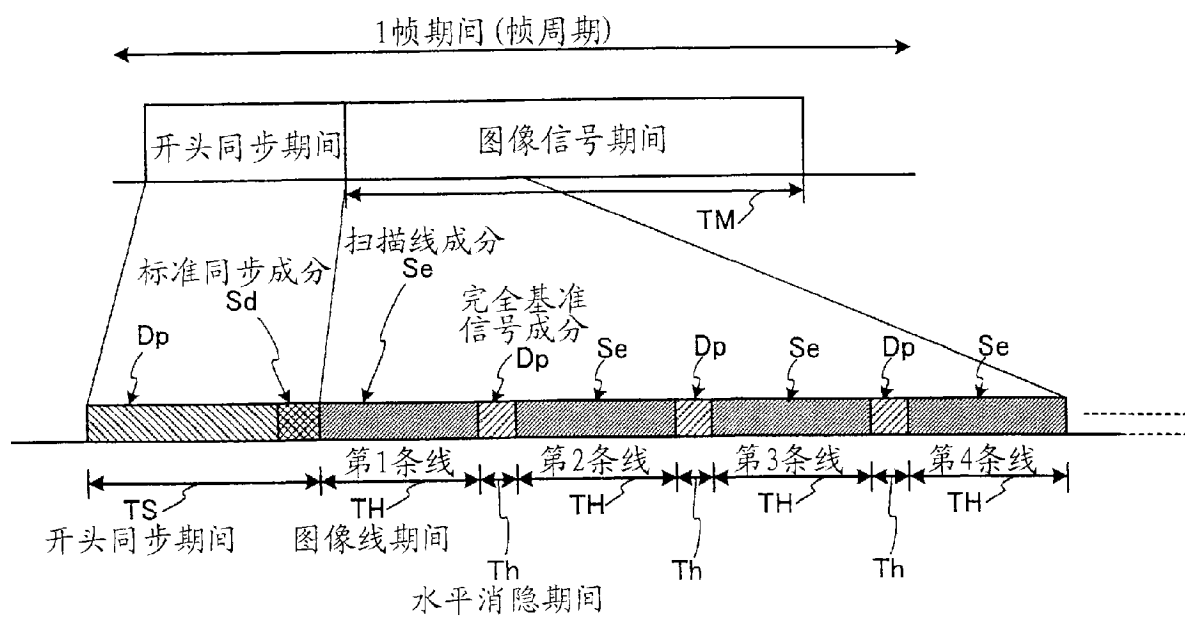


图 6

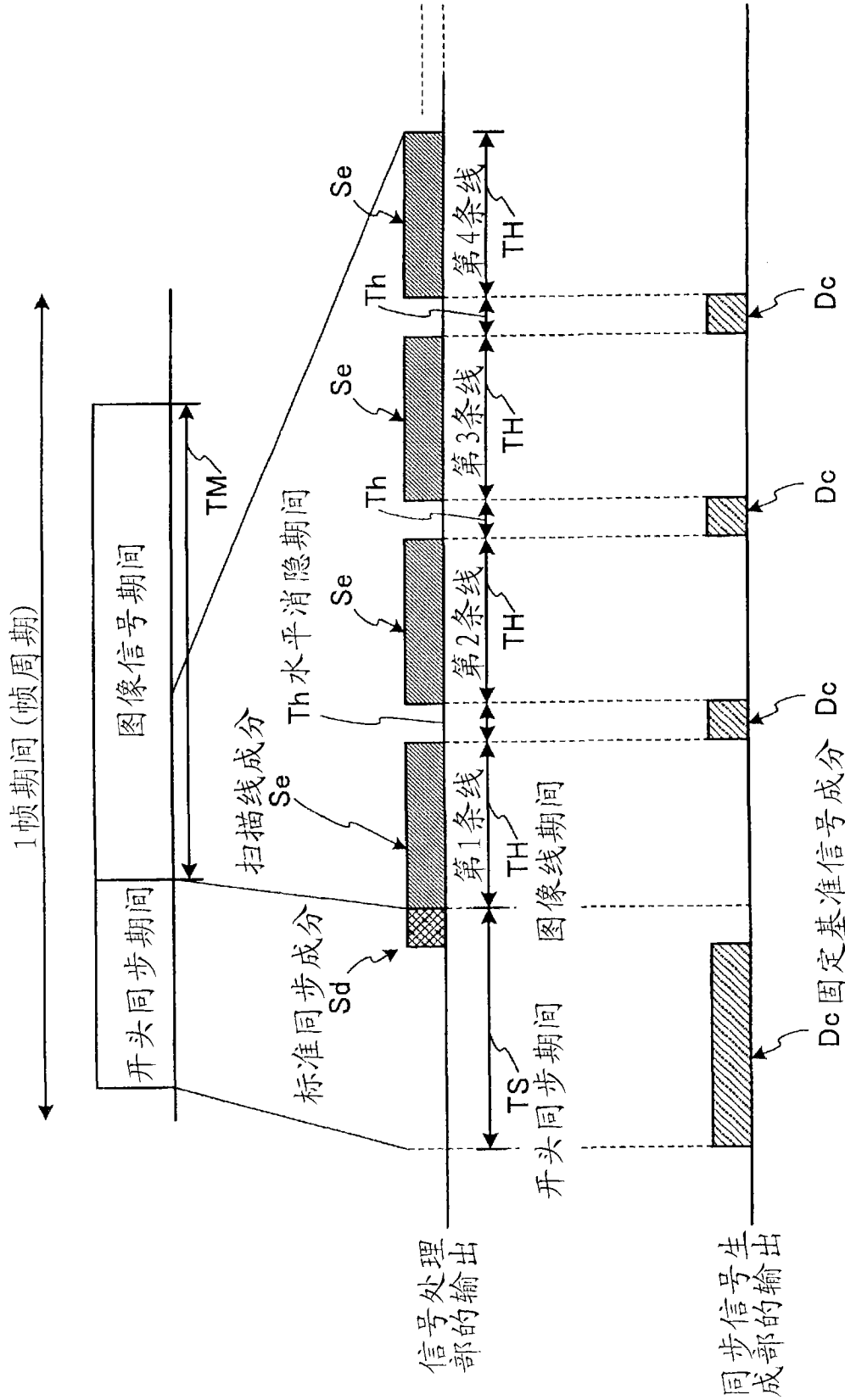


图 7

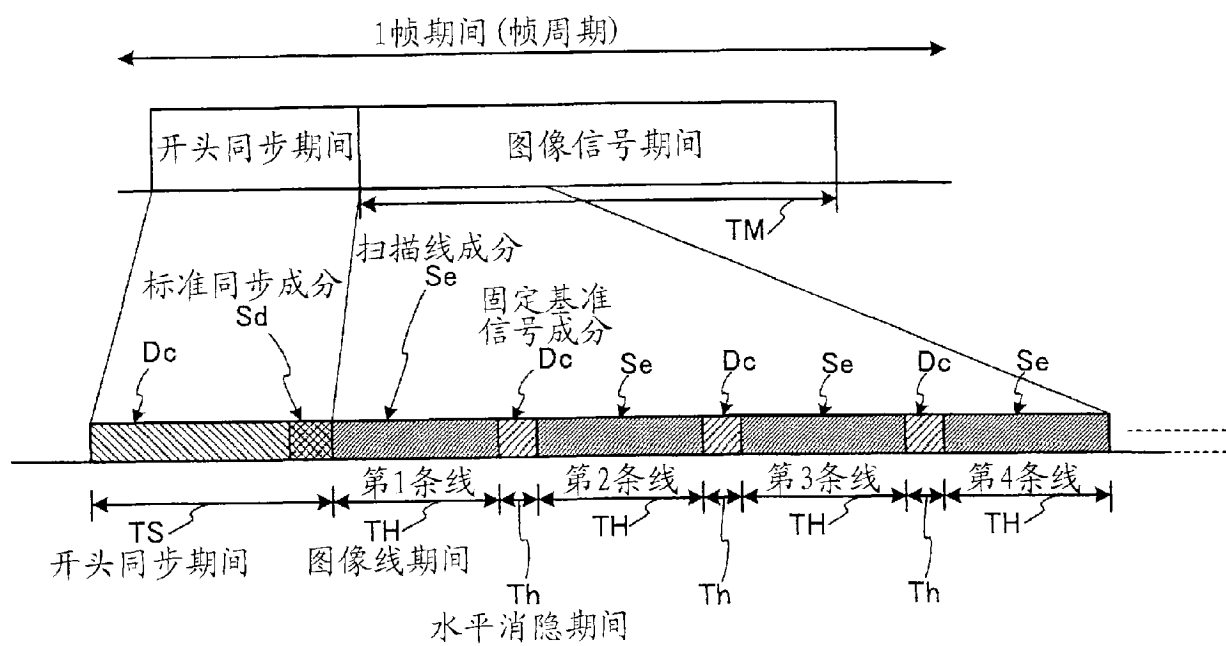


图 8

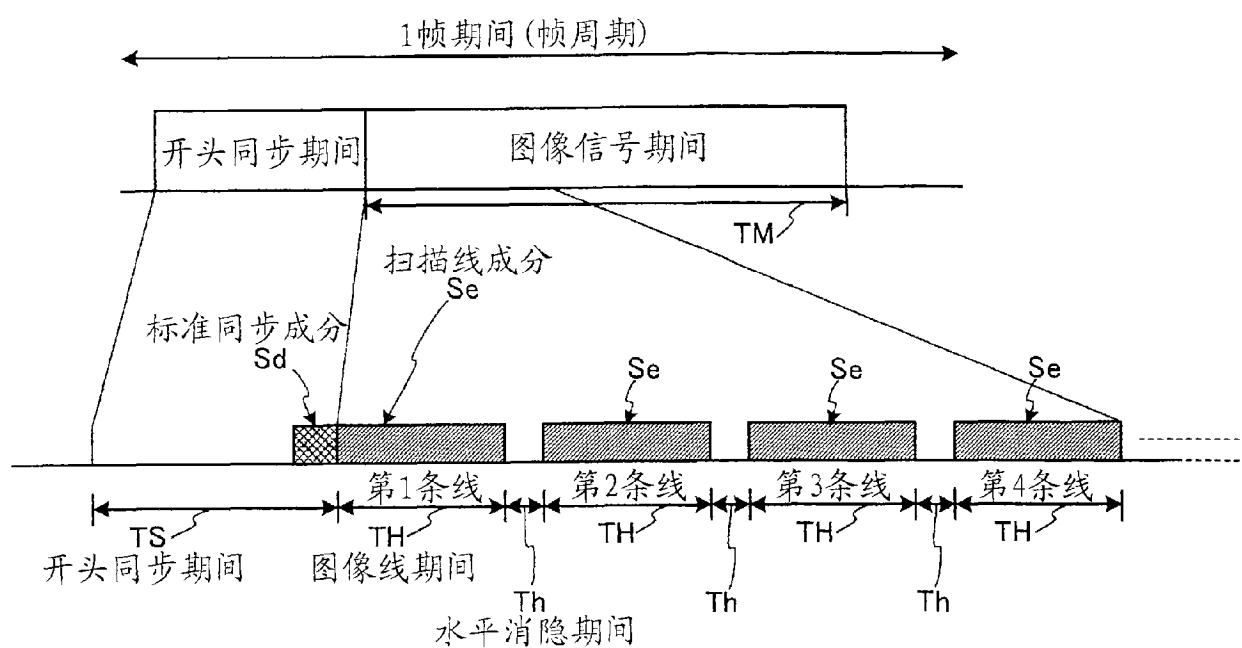


图 9

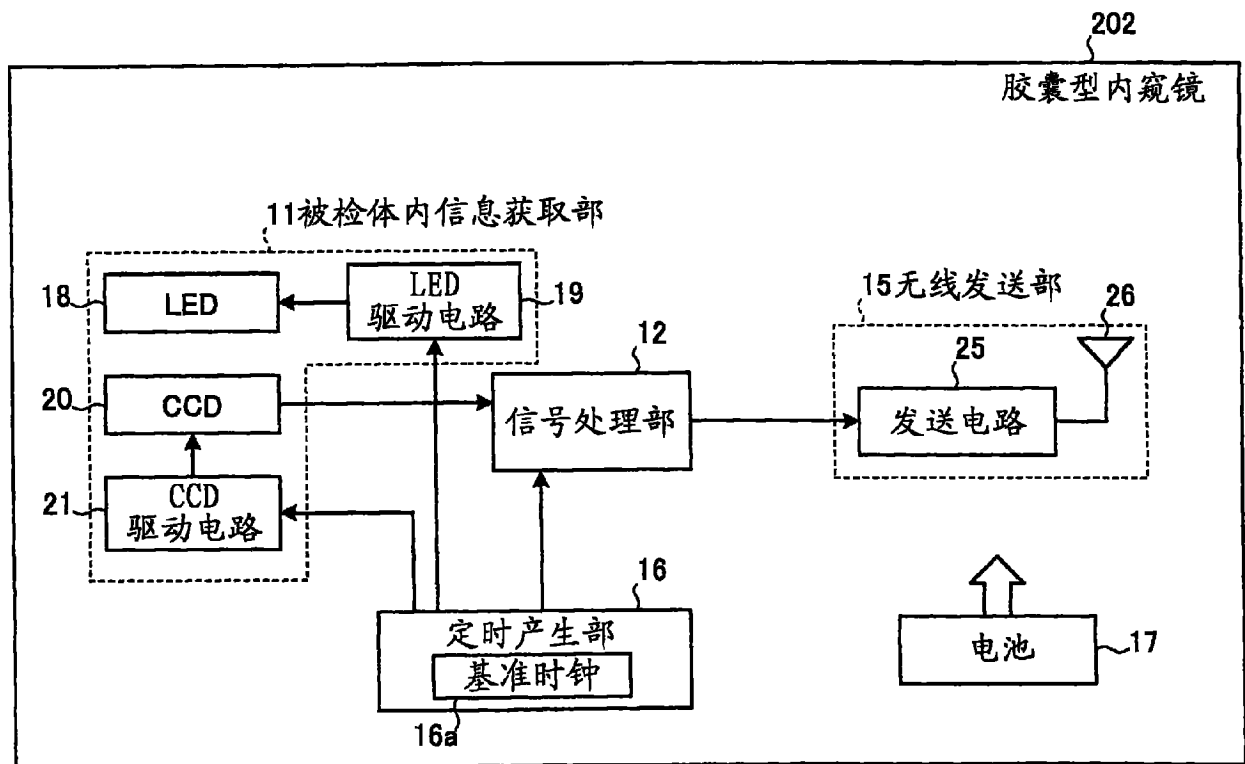


图 10

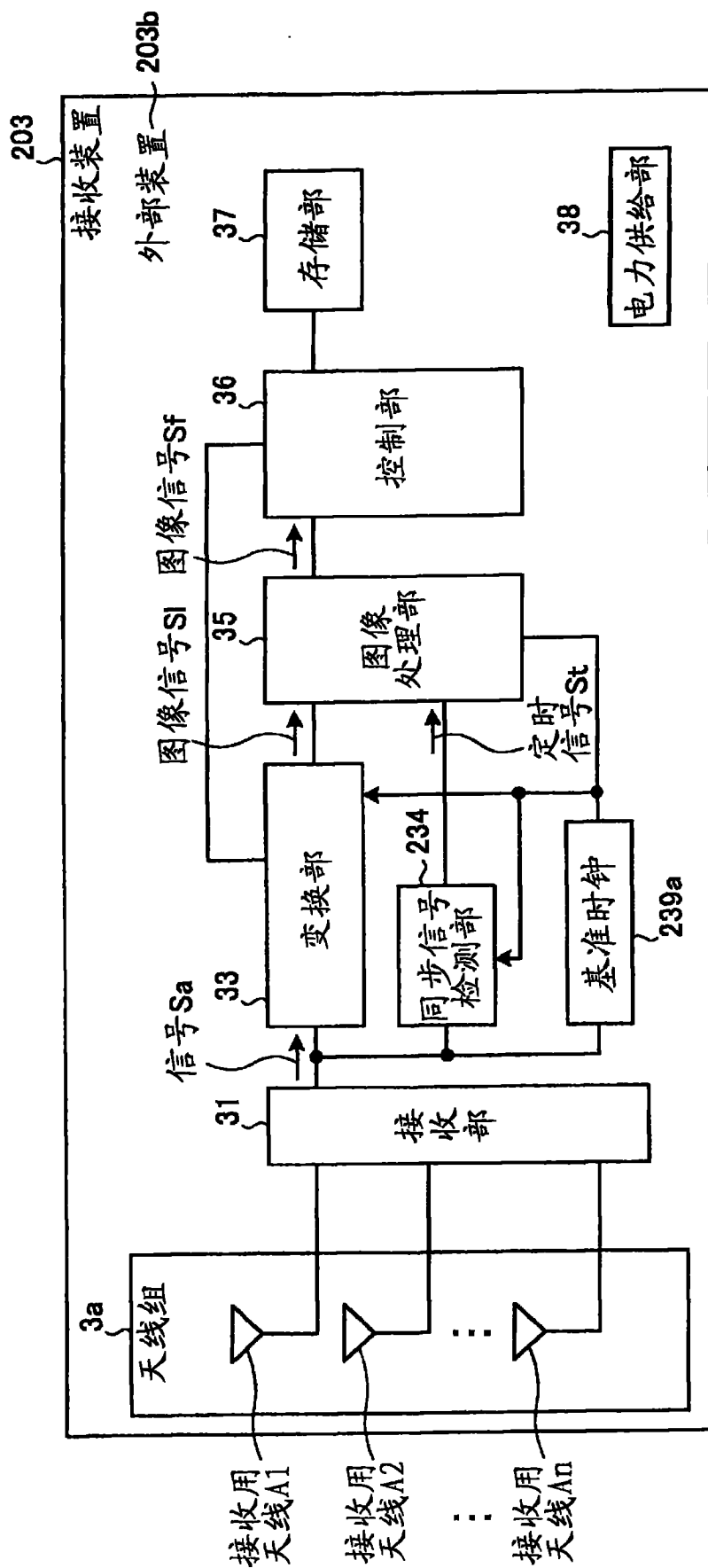


图 11

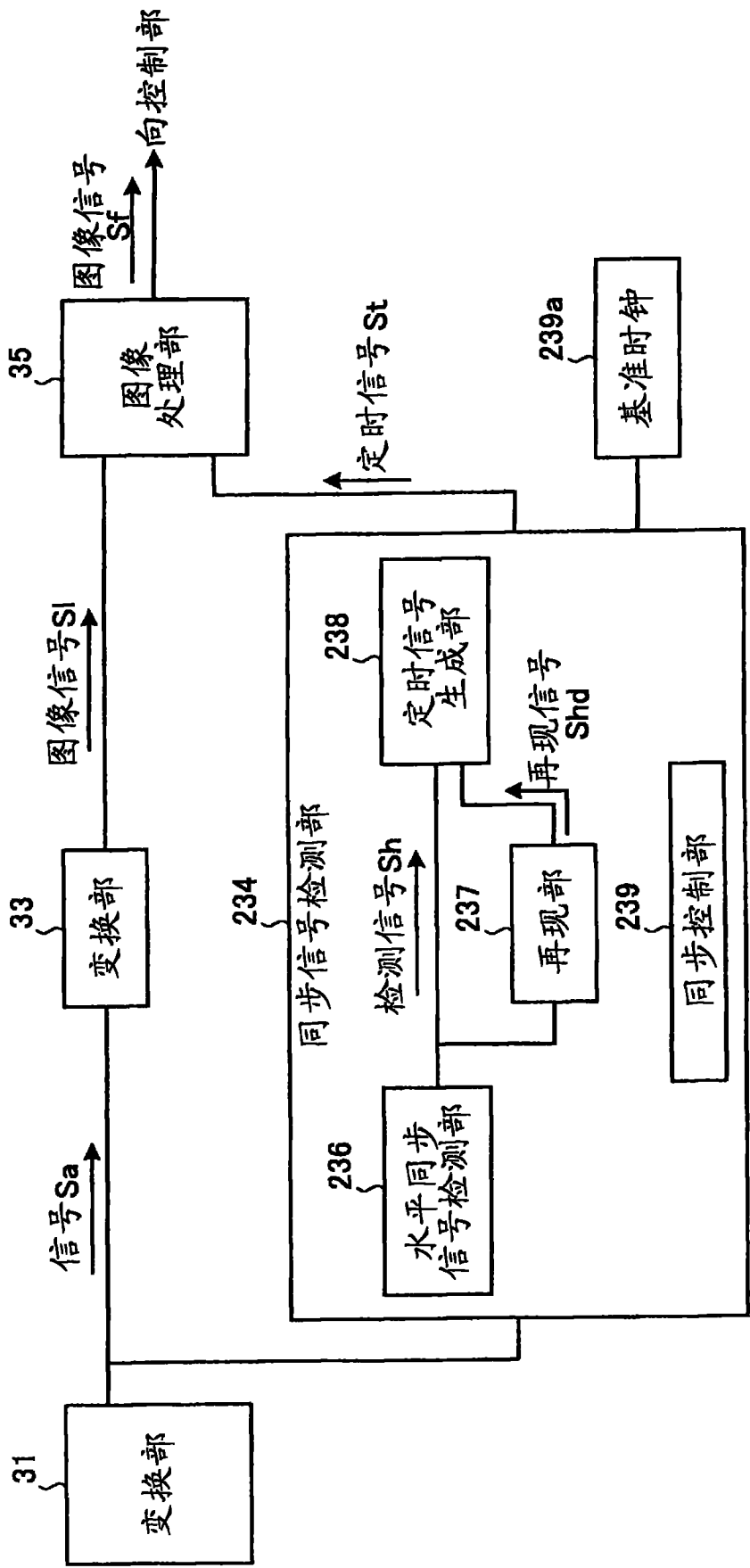


图 12

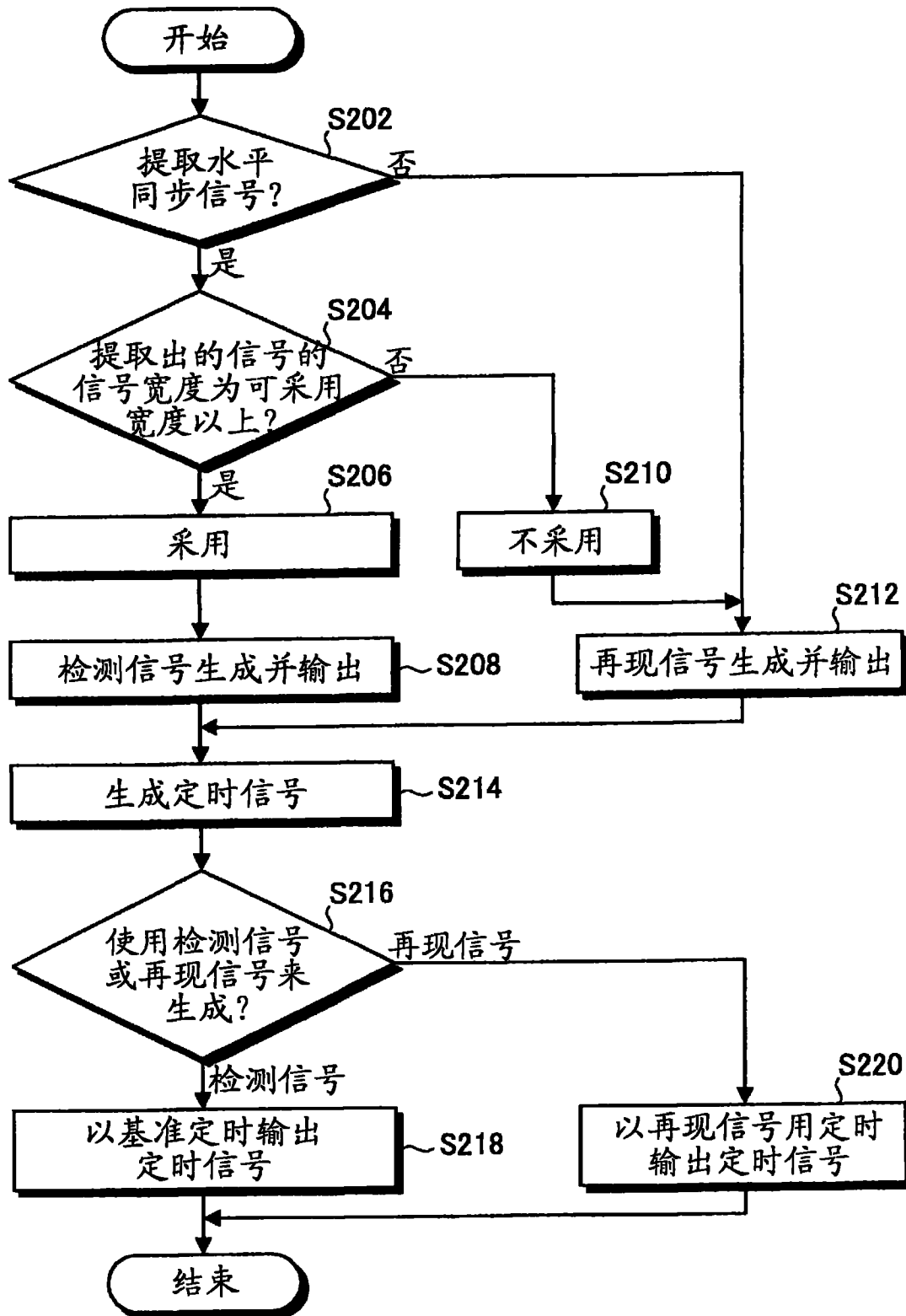


图 13

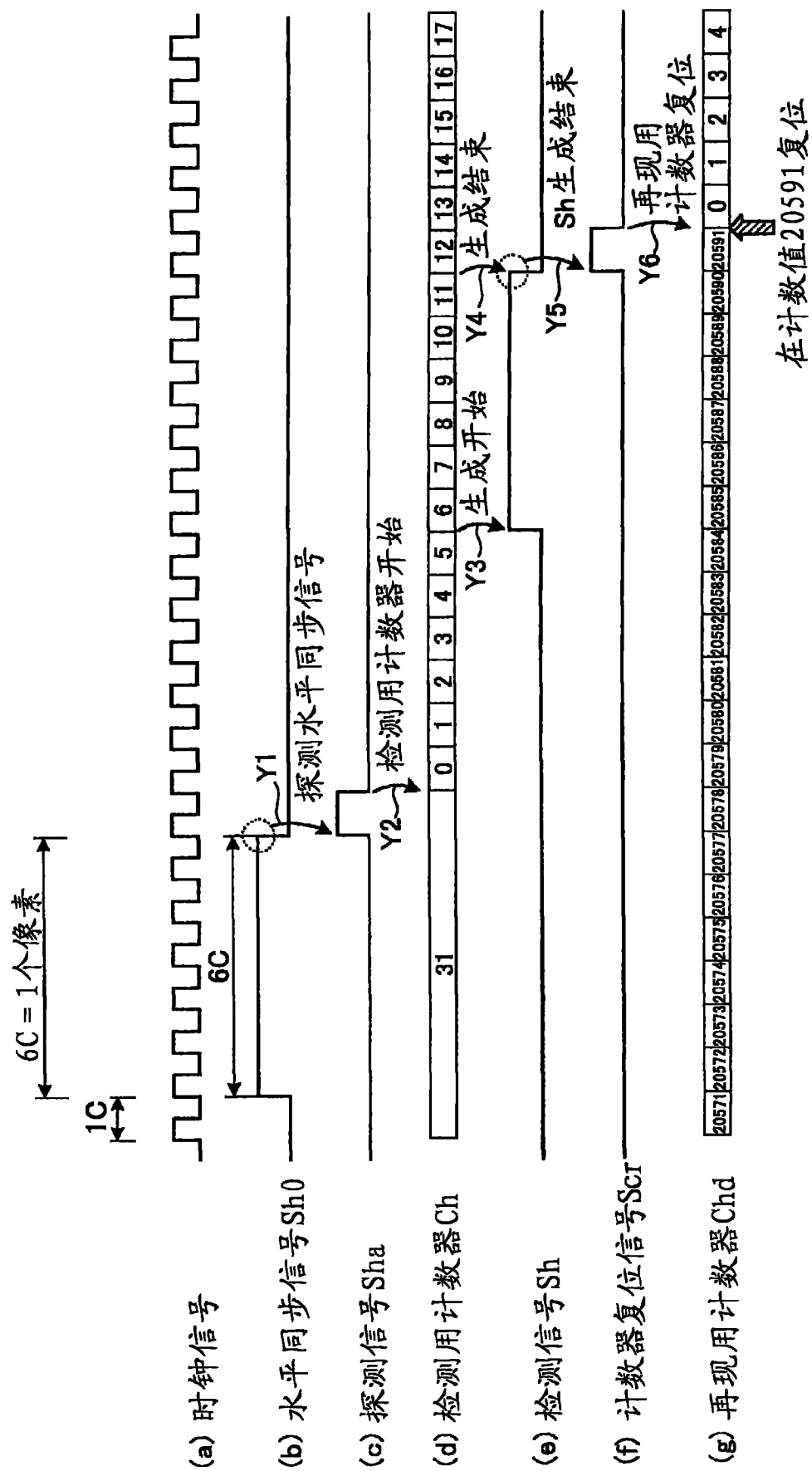


图 14

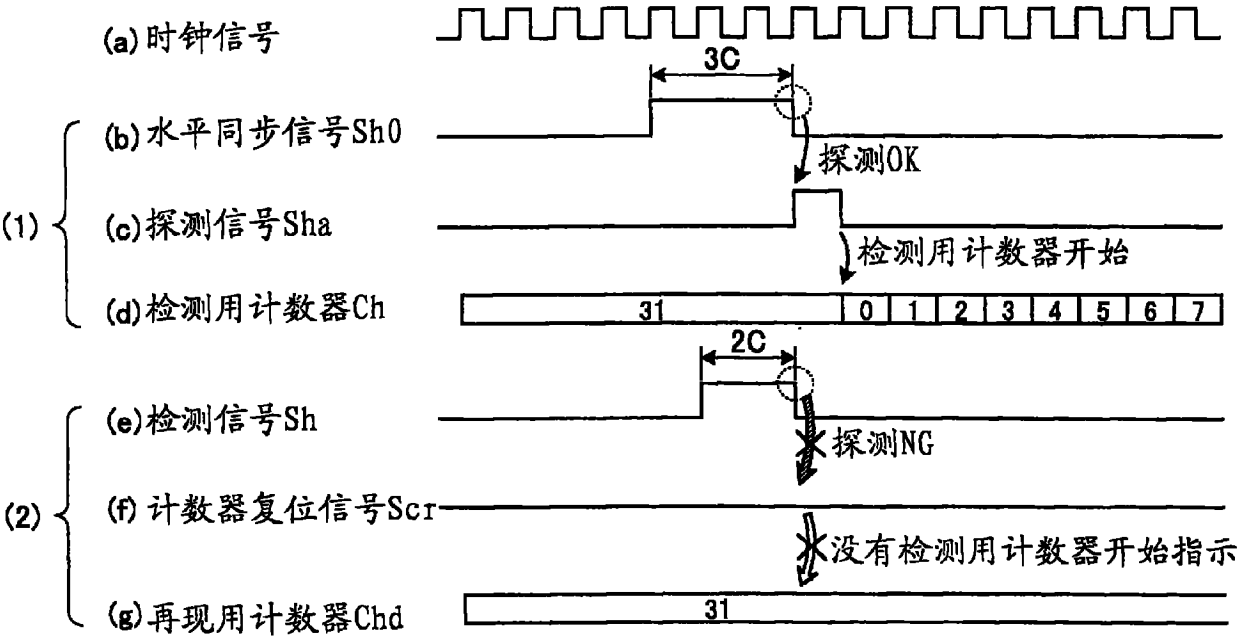


图 15

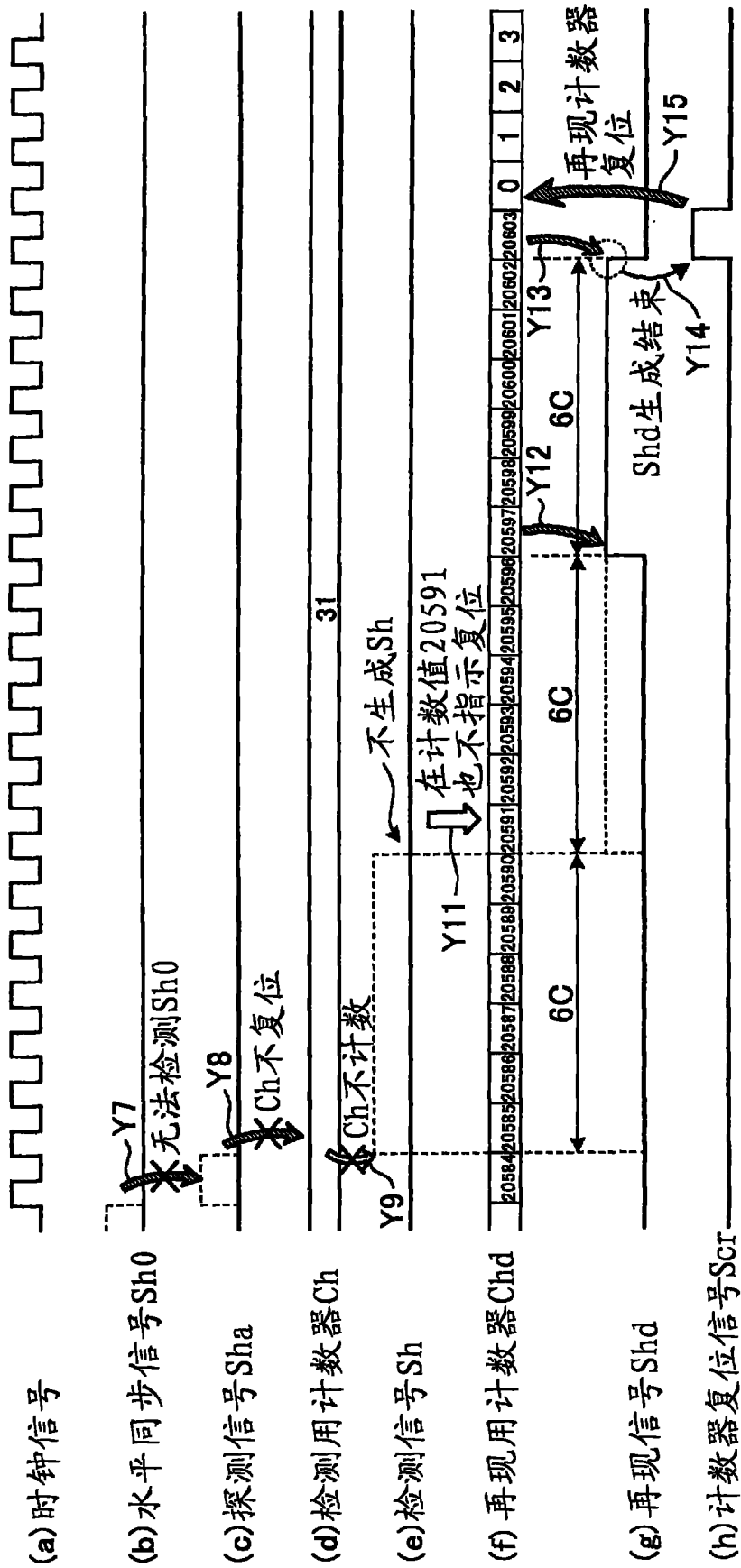


图 16

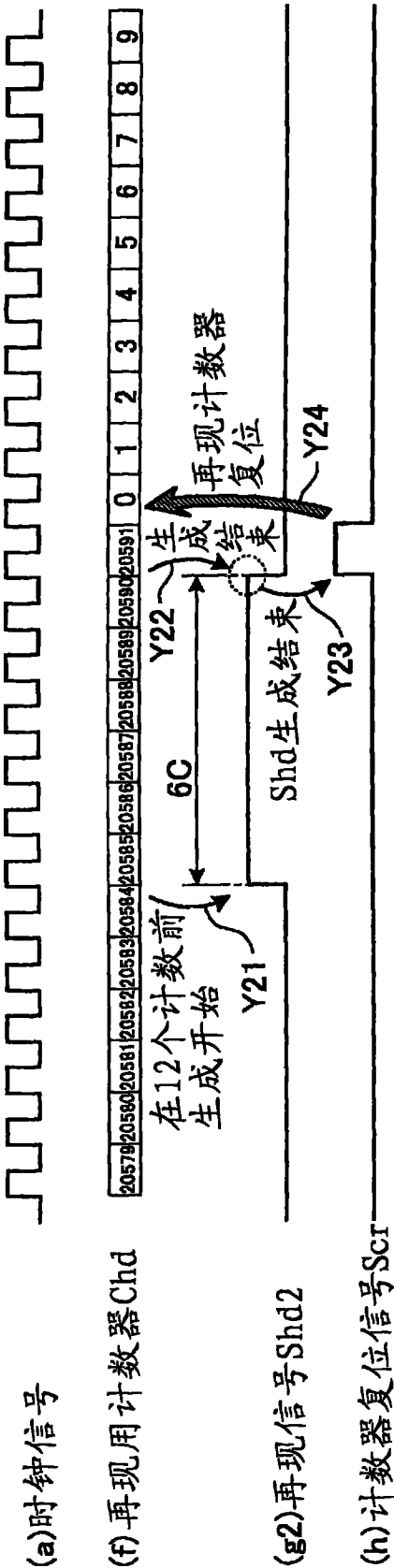


图 17

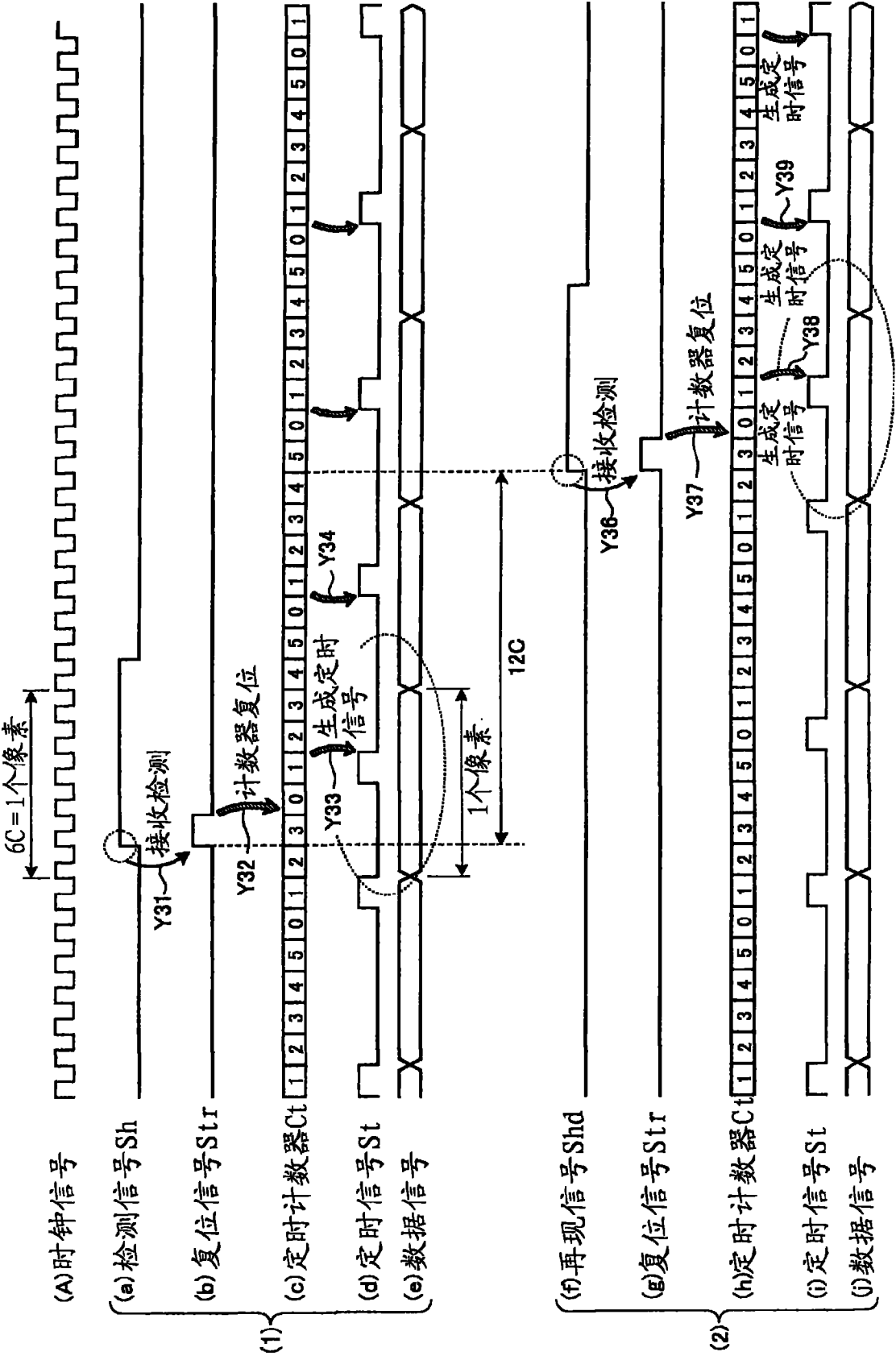


图 18

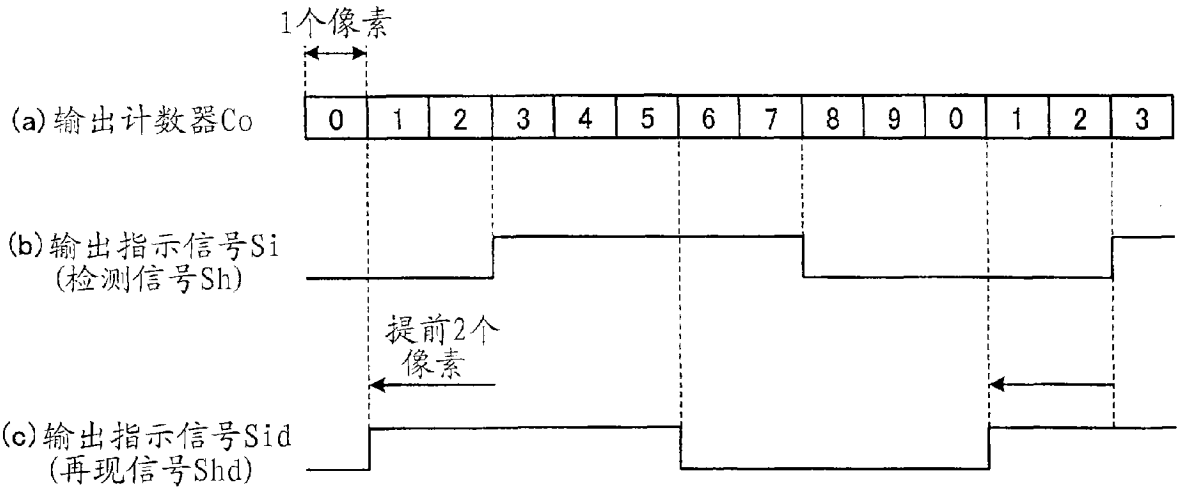


图 19

专利名称(译)	接收装置、发送装置以及被检体内信息获取系统		
公开(公告)号	CN101198276B	公开(公告)日	2011-03-02
申请号	CN200680021288.4	申请日	2006-04-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	重盛敏明		
发明人	重盛敏明		
IPC分类号	A61B1/04 A61B5/07 H04N5/225		
CPC分类号	H04N7/183 A61B1/00009 A61B1/041 A61B1/00036 A61B1/00016 A61B5/073 H04N5/08 H04N5/77		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	谢建军		
优先权	2005174018 2005-06-14 JP		
其他公开文献	CN101198276A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种能够通过可靠地获取胶囊型内窥镜与接收装置之间的同步而正确地获取与1张图像对应的图像信息的发送装置、接收装置以及被检体内信息获取系统。本发明在对接收装置发送至少包含图像信号S的无线信号的胶囊型内窥镜2中，具备：信号处理部12，其输出图像信号S；基准信号生成部24，其生成包含不同信号电平的基准信号，输出至少包含该基准信号的基准信号成分D；插入部14，其在图像信号S中的规定的开头期间以及不存在信号成分D的消隐期间中的至少一部分插入基准信号成分D并进行输出；以及无线发送部15，其对外部无线发送从插入部14输出的图像信号S。

