



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480017572.5

[43] 公开日 2006 年 7 月 26 日

[11] 公开号 CN 1809309A

[22] 申请日 2004.6.24

[21] 申请号 200480017572.5

[30] 优先权

[32] 2003.6.24 [33] JP [31] 180138/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/009267 2004.6.24

[87] 国际公布 WO2004/112593 日 2004.12.29

[85] 进入国家阶段日期 2005.12.23

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 森 健 本多武道 木许诚一郎

重盛敏明 清水初男

[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 权鲜枝

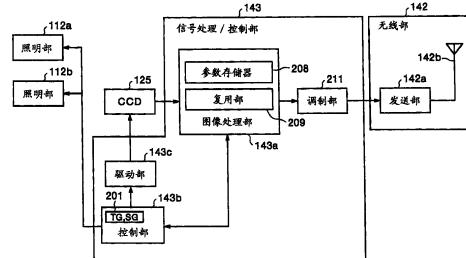
权利要求书 3 页 说明书 32 页 附图 27 页

[54] 发明名称

胶囊型内窥镜以及胶囊型内窥镜系统

[57] 摘要

提供一种关于摄像元件特有的信号处理的负荷少、且低功耗的胶囊型内窥镜。具备：存储部(208)，存储胶囊型内窥镜的摄像元件(125)特有的信号处理所需的信号处理用数据 RWB、BWB；发送部(142)，发送存储在前述存储部中的前述信号处理用数据。前述信号处理用数据是在前述胶囊型内窥镜出厂前预先求出的值。前述信号处理用数据是以下数据中的任一个：白平衡系数的数据；前述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像数据；表示前述摄像元件的像素缺陷地址的数据；表示CMOS图像传感器的光电变换特性的偏移值的数据。前述发送部将前述信号处理用数据与由前述摄像元件拍摄的摄像数据一起进行发送。



1. 一种胶囊型内窥镜，其特征在于，具备：

5 存储部，存储胶囊型内窥镜的摄像元件特有的信号处理所需的信号处理用数据；

发送部，发送存储在前述存储部中的前述信号处理用数据。

2. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，

前述信号处理用数据是前述胶囊型内窥镜出厂前预先求出的10 值。

3. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，

前述信号处理用数据是进行前述摄像元件的白平衡处理时使15 用的白平衡系数的数据。

4. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，

前述信号处理用数据是前述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像的数据。

5. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，

前述信号处理用数据是表示前述摄像元件的像素缺陷地址的数据。

6. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，

前述信号处理用数据是表示前述摄像元件的光电变换特性的偏移值的数据。

20 7. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，

前述发送部将前述信号处理用数据与由前述摄像元件拍摄的摄像数据一起进行发送。

8. 根据权利要求7所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，

前述发送部在成为发送前述摄像数据时的发送单位的各帧中25 包含前述信号处理用数据的至少一部分进行发送。

9. 根据权利要求8所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，

前述信号处理用数据附加在前述帧的后端侧。

10. 根据权利要求8所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，前述信号处理用数据附加在前述帧的最后端。

11. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，前述发送部将前述信号处理用数据与前述信号处理用数据的5错误更正代码一起进行发送。

12. 根据权利要求11所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，前述错误更正代码在前述胶囊型内窥镜出厂前预先求出，前述错误更正代码的数据存储在前述存储部中。

13. 一种胶囊型内窥镜系统，具备：

10 胶囊型内窥镜，该胶囊型内窥镜具有：存储部，存储胶囊型内窥镜的摄像元件特有的信号处理所需的信号处理用数据；发送部，发送存储在前述存储部中的前述信号处理用数据；

接收机，接收从前述发送部发送的前述信号处理用数据，其特征在于，

15 前述胶囊型内窥镜不进行前述摄像元件特有的信号处理，前述接收机根据前述接收到的信号处理用数据，进行前述摄像元件特有的信号处理。

14. 根据权利要求13所述的胶囊型内窥镜系统，其特征在于，前述信号处理用数据是在前述胶囊型内窥镜出厂前预先求出20的值。

15. 根据权利要求13所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，前述信号处理用数据是进行前述摄像元件的白平衡处理时使用的白平衡系数的数据。

16. 根据权利要求13所述的胶囊型内窥镜系统，其特征在于，前述信号处理用数据是前述摄像元件拍摄颜色信号处理用图25得到的图像的数据。

17. 根据权利要求13所述的胶囊型内窥镜系统，其特征在于，

前述信号处理用数据是表示前述摄像元件的像素缺陷地址的数据。

18. 根据权利要求13所述的胶囊型内窥镜系统，其特征在于，前述信号处理用数据是表示前述摄像元件的光电变换特性的5偏移值的数据。

19. 根据权利要求13所述的胶囊型内窥镜系统，其特征在于，前述发送部将前述信号处理用数据与由前述摄像元件拍摄的摄像数据一起进行发送。

20. 根据权利要求19所述的胶囊型内窥镜系统，其特征在于，10前述发送部在成为发送前述摄像数据时的发送单位的各帧中包含前述信号处理用数据的至少一部分进行发送。

21. 根据权利要求19所述的胶囊型内窥镜系统，其特征在于，前述信号处理用数据附加在前述帧的后端侧。

22. 根据权利要求19所述的胶囊型内窥镜系统，其特征在于，15前述信号处理用数据附加在前述帧的最后端。

23. 根据权利要求13所述的胶囊型内窥镜，其特征在于，前述发送部将前述信号处理用数据与前述信号处理用数据的错误更正代码一起进行发送。

24. 根据权利要求23所述的胶囊型内窥镜系统，其特征在于，20前述错误更正代码在前述胶囊型内窥镜出厂前预先求出，前述错误更正代码的数据存储在前述存储部中。

胶囊型内窥镜以及胶囊型内窥镜系统

技术领域

该发明涉及一种胶囊型内窥镜以及胶囊型内窥镜系统。

5

背景技术

目前，已知有如下的胶囊型内窥镜（医疗用的吞服型药丸状内窥镜）：能够从口中投入到体腔内，能够拍摄胃等消化器官内等而收集生物体腔内的信息。并且，作为该胶囊型内窥镜，提出了10 将由LED等构成的照明单元、由CCD和CMOS等构成的固体摄像元件、以及由用于驱动这些照明单元和固体摄像元件的电池等构成的电源部内置于胶囊中的胶囊型内窥镜。

在日本特开2001-245844号公报中，公开了装载有白平衡功能的胶囊型内窥镜的技术。在该公报中，记述了如下内容：该胶囊型内窥镜中，图像传感器和其扫描电路、信号处理电路集成在同一芯片上，在信号处理电路上具有自动白平衡功能。15

但是，如日本特开2001-245844号公报所述的胶囊型内窥镜，存在如下的问题点：在胶囊型内窥镜的内部的信号处理电路中进行白平衡等处理时，由于内部电路的电路规模变大，因此导致消耗电流增大。20

另外，胶囊型内窥镜的供电方式提出了使用电池的方式和从体外以无线提供电力的方式，但是在两种方式的任一情况下，在胶囊型内窥镜的内部的信号处理电路中进行白平衡等处理时，都产生了同样的问题。

25 本发明的目的在于，提供一种胶囊型内窥镜，不引起内部电路的电路规模的增大，能以低功耗进行摄像元件特有的信号处理。

发明内容

为了解决上述问题，达到目的，本发明的特征在于，具备：存储部，存储胶囊型内窥镜的摄像元件特有的信号处理所需的信号处理用数据；发送部，发送存储在前述存储部中的前述信号处理用数据。
5

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述信号处理用数据是前述胶囊型内窥镜出厂前预先求出的值。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述信号处理用数据是进行前述摄像元件的白平衡处理时使用的白平衡系数的数据。
10

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述信号处理用数据是前述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像的数据。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述信号处理用数据是表示前述摄像元件的像素缺陷地址的数据。
15

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述信号处理用数据是表示前述摄像元件的光电变换特性的偏移值的数据。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述发送部将前述信号处理用数据与由前述摄像元件拍摄的摄像数据一起进行发送。
20

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述发送部在成为发送前述摄像数据时的发送单位的各帧中包含前述信号处理用数据的至少一部分进行发送。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述信号处理用数据附加在前述帧的后端侧。
25

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述信

号处理用数据附加在前述帧的最后端。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述发送部将前述信号处理用数据与前述信号处理用数据的错误更正代码一起进行发送。

5 另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜中，前述错误更正代码在前述胶囊型内窥镜出厂前预先求出，前述错误更正代码的数据存储在前述存储部中。

另外，本发明中，一种胶囊型内窥镜系统具备：胶囊型内窥镜和接收机，其中，该胶囊型内窥镜具有：存储部，存储胶囊型
10 内窥镜的摄像元件特有的信号处理所需的信号处理用数据；发送部，发送存储在前述存储部中的前述信号处理用数据，该接收机接收从前述发送部发送的前述信号处理用数据，该胶囊型内窥镜系统的特征在于，前述胶囊型内窥镜不进行前述摄像元件特有的信号处理，前述接收机根据前述接收到的信号处理用数据，进行前述摄像元件特有的信号处理。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述信号处理用数据是在前述胶囊型内窥镜出厂前预先求出的值。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述信号处理用数据是进行前述摄像元件的白平衡处理时使用的白
20 平衡系数的数据。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述信号处理用数据是前述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像的数据。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述信号处理用数据是表示前述摄像元件的像素缺陷地址的数据。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述信号处理用数据是表示前述摄像元件的光电变换特性的偏移值

的数据。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述发送部将前述信号处理用数据与由前述摄像元件拍摄的摄像数据一起进行发送。

5 另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述发送部在成为发送前述摄像数据时的发送单位的各帧中包含前述信号处理用数据的至少一部分进行发送。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述信号处理用数据附加在前述帧的后端侧。

10 另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述信号处理用数据附加在前述帧的最后端。

另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述发送部将前述信号处理用数据与前述信号处理用数据的错误更正代码一起进行发送。

15 另外，本发明的特征在于，在上述胶囊型内窥镜系统中，前述错误更正代码在前述胶囊型内窥镜出厂前预先求出，前述错误更正代码的数据存储在前述存储部中。

附图说明

20 图1是表示本发明的一个实施方式的胶囊型内窥镜的侧截面图。

图2是表示本发明的一个实施方式的胶囊型内窥镜系统的框图。

25 图3是表示本发明的一个实施方式的胶囊型内窥镜的结构的框图。

图4是表示本发明的一个实施方式的接收机的结构的框图。

图5是表示本发明的一个实施方式的胶囊型内窥镜的图像处

理部的结构的框图。

图6是表示本发明的一个实施方式的接收机的图像处理部的结构的框图。

图7是表示在本发明的一个实施方式的胶囊型内窥镜中求出白平衡系数的顺序的流程图。

图8是表示从本发明的一个实施方式的胶囊型内窥镜发送的发送数据的发送单位的结构的图。

图9是表示本发明的一个实施方式的胶囊型内窥镜系统的动作的流程图。

图10是表示从本发明的一个实施方式的胶囊型内窥镜发送的发送数据的发送单位的另一个结构的图。

图11是表示本发明的一个实施方式的接收机所进行的白平衡处理的顺序的流程图。

图12是表示从本发明的一个实施方式的胶囊型内窥镜发送的发送数据的发送单位的又一个结构的图。

图13是表示在本发明的另一个实施方式的胶囊型内窥镜中算出像素缺陷的地址的顺序的流程图。

图14是表示在本发明的另一个实施方式的胶囊型内窥镜中包含像素缺陷地址数据的发送数据的发送单位的图。

图15是用于说明在本发明的另一个实施方式的胶囊型内窥镜中CMOS图像传感器的光电变换特性的偏移值的求出方法的图。

图16是表示在图像数据的后端附加了白平衡系数的一个例子的图。

图17是表示本发明的又一个实施方式的胶囊型内窥镜的图像处理部的结构的框图。

图18是表示本发明的又一个实施方式的接收机的图像处理部的结构的框图。

图19是表示来自图17的复用部的输出信号的波形图。

图20是表示来自图17的复用部的输出信号的另一个例子的波形图。

图21(a)是表示来自图17的复用部的输出信号的又一个例子的波形图，图21(b)是表示来自图17的复用部的输出信号的又一个例子的波形图。

图22是表示来自图17的复用部的输出信号的又一个例子的波形图。

图23是表示本发明的又一个实施方式的胶囊型内窥镜的图像处理部的结构的框图。

图24是表示来自图23的复用部的输出信号的图。

图25是表示在一系列的影像信号的后端附加了白平衡系数的一个例子的图。

图26是表示本发明的又一个实施方式的胶囊型内窥镜的结构的框图。

图27是表示本发明的又一个实施方式的接收机的结构的框图。

具体实施方式

下面，参照附图详细说明该发明。此外，并非由该实施方式限定该发明。

第一实施方式

首先，对于在本发明的一个实施方式中使用的胶囊型内窥镜，参照图1说明整体结构。图1是表示与本实施方式有关的胶囊型内窥镜的内部结构的概要图。如图1所示，胶囊型内窥镜10由以下构成：可拍摄体腔内图像的摄像部111、向体腔内部照射光的照明部112a、112b、向它们提供电力的电源部113、在内部至少配

设了摄像部111、照明部112a、112b以及电源部113的胶囊壳体14。

胶囊壳体14由顶端盖部120和胶囊体部122构成，该顶端盖部120覆盖摄像部111以及照明部112a、112b，该胶囊体部122通过该顶端盖部120和密封构件121设置成水密状态、并且在内部配设了摄像部111等，根据需要也可以将后端盖部123与胶囊体部122分体设置。此外，在本实施方式中，后端盖部123与胶囊体部122被设置成为一体，成为平坦形状，但是其形状并未被限定，例如也可以设为圆顶形状。

顶端盖部120也可以明确分成使来自照明部112a、112b的照明光L透过的照明用窗部120a和用于拍摄其照明范围的摄像用窗部120b。此外，在本实施方式中，顶端盖部120其全体透明，照明用窗部120a和摄像用窗部120b的区域部分重叠。

摄像部111被设置在摄像基板124上，由固体摄像元件125和成像透镜126构成，其中，该固体摄像元件125对由来自照明部112a、112b的照明光L照射的范围进行拍摄，例如由CCD构成，该成像透镜126由将被摄体的像成像在该固体摄像元件125上的固定透镜126a以及可动透镜126b构成，通过利用将固定透镜126a固定的固定框128a以及保持可动透镜126b的可动框128b的焦点调整部128，进行清晰的成像。

此外，摄像部111，并不限定于上述CCD，例如也可以使用CMOS等摄像单元。

照明部112a、112b被设置在照明基板130上，例如由发光二极管(LED)构成，并且，该照明部112a、112b，以构成摄像部111的成像透镜126为中心，在其周围配设了多个。此外，在本实施方式中，作为一个例子，以成像透镜126为中心，在上下左右各配设一个共计四个照明部。

此外，作为照明部112a、112b，并不限定于上述LED，也可

以使用其他的照明单元。

电源部113，被设置在设置有内部开关131的电源基板132上，例如使用纽扣型电池作为电源133。此外，电源133，作为电池例如使用了氧化银电池，但是并不限于此。例如也可以使用充电5式电池、发电式电池等。

内部开关131，是为了防止在胶囊型内窥镜的使用前从电源133流出不必要的电流而设置的。

在本实施方式中，在无线基板141上设置有用于与外部进行无线通信的无线部142，通过无线部142根据需要与外部进行通信。

10 此外，无线部142，如图1以及图3所示，具备有发送部142a和天线142b。其中，该发送部142a对由调制部211调制而成的调制信号进行放大。

15 在摄像基板124上设置有用于处理或者控制上述各部的信号处理/控制部143，执行胶囊型内窥镜10中的各种处理。信号处理/控制部143，具备图像处理部143a、控制部143b、驱动部143c以及调制部211。

20 图像处理部143a具有例如由相关双采样（通常包含CDS。）等构成的图像数据生成等的图像信号处理功能、以及根据内部开关131的接通-断开来控制电源供给的电源供给控制功能。并且，图像处理部143a具备：参数存储器208，对行/帧等参数、白平衡系数等参数进行存储；复用部209，对白平衡系数和影像信号进行复用。

25 控制部143b具有生成各种定时信号或同步信号的时序产生器以及同步产生器201。控制部143b，根据由时序产生器以及同步产生器201生成的定时信号或同步信号，控制图像处理部143a、驱动部143c以及照明部112a、112b。照明部112a、112b，响应来自控制部143b的定时信号或同步信号，以规定的定时发光。

驱动部143c，根据来自控制部143b的定时信号或同步信号，驱动CCD125。

控制部143b，进行控制使驱动CCD125的定时和照明部112a、112b发光的定时同步，并且，控制CCD125的拍摄张数。

5 调制部211，具有变换到例如PSK、MSK、GMSK、QMSK、ASK、AM、FM方式的调制功能，并将调制信号输出到发送部142a。

10 下面，使用图2说明根据本实施方式的胶囊型内窥镜系统。图2是根据本实施方式的胶囊型内窥镜系统的概要图。当使用胶囊型内窥镜10进行检查时，使用如图2所示的胶囊型内窥镜系统来进行。

根据本实施方式的胶囊型内窥镜系统1，例如，如图2所示，由以下部分构成：胶囊型内窥镜10及其包装50、穿在患者即被检查者2上的夹克3、自由装卸于夹克3的接收机4、计算机5。

15 在夹克3中设置有捕捉从胶囊型内窥镜10的天线142b发送的电波的天线31、32、33以及34，通过天线31、32、33以及34能够进行胶囊型内窥镜10和接收机4之间的通信。此外，天线数并不特别限定为4个，也可以是多个，由此，可以很好地接收与伴随胶囊型内窥镜10移动的位置对应的电波。根据各天线31、32、33以及20 34的接收强度，可以检测胶囊型内窥镜10的体腔内的位置。

如图4所示，接收机4具备接收部41、解调部301、图像处理部300、图像压缩部306以及卡接口306a。

接收部41，对在天线31～34中捕捉的电波的信号进行放大，输出到解调部301。

25 解调部301对来自接收部41的输出进行解调。

图像处理部300，具备信号分离部302和参数检测部304，其中，信号分离部302对由解调部301进行了解调的信号进行信号分

离，参数检测部304根据信号分离的结果对白平衡系数等参数进行检测。图像处理部300，使用该被检测的白平衡系数，对图像数据进行白平衡处理。

图像压缩部306，对由图像处理部300进行了白平衡处理的图
5 像数据进行压缩。

卡接口306a，具有作为在大容量存储器CF存储卡44和图像压
缩部306之间进行图像数据的输入输出的接口的功能。

另外，接收机4可装卸地安装CF存储卡44。在CF存储卡44中，
存储有由图像压缩部306进行了压缩的图像数据。

10 另外，在接收机4中，设置有显示观察（检查）所需信息的显
示部（未图示）、和输入观察（检查）所需信息的输入部（未图
示）。

15 如图2所示，计算机5进行CF存储卡44的读/写等。该计算机5
具有用于由医生或者护士（检查者）根据由胶囊型内窥镜10拍摄
的患者体内的脏器等图像进行诊断的处理功能。

在此，参照图2，说明本系统的概要动作。首先，如图2所示，
在开始检查前，从包装50取出胶囊型内窥镜10。由此，胶囊型内
窥镜10的内部开关131成为接通。

接着，被检查者2从口中吞服内部开关131成为接通状态的胶
20 囊型内窥镜10。由此，胶囊型内窥镜10通过食道，利用消化管腔
的蠕动在体腔内前进，依次拍摄体腔内的像。并且，根据需要或者
随时，对于摄像结果，通过无线部142输出摄像图像的电波，并
由夹克3的各天线31、32、33、34捕捉该电波。捕捉到的电波，
信号从天线31、32、33、或者34向接收机4中继。此时，根据胶
25 囊型内窥镜10的位置，在天线31、32、33以及34间产生接收电波
强度的差异。

在接收机4中，对依次接收的摄像图像数据进行白平衡处理，

白平衡处理完成的图像数据被存储在CF存储卡44中。此外，根据该接收机4进行的接收，不与胶囊型内窥镜10的拍摄开始同步，由接收机4的输入部的操作控制接收开始和接收结束。

当结束利用胶囊型内窥镜10的被检查者2的观察（检查）时，
5 从接收机4取出存储了摄影图像数据的CF存储卡44，并插入计算机5的存储卡插入孔。在计算机5中，读出存储在CF存储卡44中的摄影图像数据，将该摄像图像数据按患者对应存储。

下面，参照图5，说明胶囊型内窥镜10的图像处理部143a。
图5所示的图像处理部143a，将从CCD125输出的模拟图像数据变
10 换为数字信号（数字传送），并输出到调制部211。

图像处理部143a具备CDS（Correlated Double Sampling：相关双采样）部203、AMP部204、A/D部205、参数存储器208以及复用部209。

时序产生器以及同步产生器201，以规定的定时对CCD125，
15 供给用于驱动CCD125的脉冲信号202。脉冲（TG）信号202，是成为CCD125等摄像系统的定时基准的信号202。

根据该脉冲信号202，通过CCD125，电荷被信号转换而读出。从CCD125读出的信号，由CDS部203进行根据相关双采样的噪声去除处理，由此，生成图像数据。该图像数据，在由AMP部204
20 进行放大后，由A/D部205进行AD转换，送到复用部209。

在参数存储器208中，存储有用于校正白平衡的白平衡系数。各胶囊型内窥镜10，在制造工序中进行试验，求出该胶囊型内窥镜10所独有的白平衡系数（该求出方法将在后面叙述）。该白平衡系数被写入到各胶囊型内窥镜10的参数存储器208中，出厂时，
25 以将各自平衡系数存储到各胶囊型内窥镜10的参数存储器208中的状态而出厂。

响应从时序产生器以及同步产生器201输出的定时信号210，

从参数存储器208读出白平衡系数。定时(SG)信号210,是成为构成图像的显示系统的定时基准的信号。

该读出的白平衡系数,由从A/D部205输出的图像信号和复用部209进行叠加(复用)后,由调制部211进行调制。如图3所示,5从调制部211输出的调制信号,通过无线部142发送到胶囊型内窥镜10的外部。

图6示出了数字传送时的接收机4的图像处理部300的结构。图像处理部300具备信号分离部302、图像存储器303、参数检测部304以及图像信号处理部305。

10 从胶囊型内窥镜10的无线部142发射的电波,由天线31~34捕捉,在接收部41中信号被放大后,由解调部301进行解调。由解调部301进行了解调的信号,由信号分离部302进行信号分离,图像数据被存储到图像存储器303,由参数检测部304检测白平衡系数。

15 图像信号处理部305,根据由参数检测部304检测出的参数(白平衡系数),校正存储在图像存储器303的图像数据。即,图像信号处理部305,根据由参数检测部304检测出的白平衡系数,取出图像数据的白平衡。

如上所述,由参数检测部304检测的参数,被存储到参数存储器208,是由复用部209复用在图像数据中的参数。

20 图像信号处理部305,除了上述白平衡的图像处理之外,还进行轮廓强调、LPF和伽马校正等处理。这些轮廓强调、LPF和伽马校正等处理,与白平衡处理不同,是在所有的胶囊型内窥镜10中共同进行的。因此,不需要使各胶囊型内窥镜10的参数存储器208各自持有用于进行其共同处理的参数,作为所有的胶囊型内窥镜10的共同的数据,存储在图像信号处理部305中即可。

由图像信号处理部305进行了校正的图像数据,在图像压缩部

306中进行了压缩后，存储到CF存储卡44中。

图7示出了在制造工序中对每个胶囊型内窥镜10求出白平衡系数的顺序。

首先，如步骤SA1所示，各胶囊型内窥镜10拍摄成为基准的白图。接着，如步骤SA2所示，以G（绿色）为基准，算出校正系数（白平衡系数）使R（红色）、B（蓝色）的输出成为规定值。

接着，如步骤SA3所示，将该算出的R和B的校正系数存储在参数存储器208中。

接着，如步骤SA4所示，进行存储在参数存储器208中的校正系数的确认。该确认的内容是：从参数存储器208中读出校正系数，检查该读出的校正系数和在步骤SA2中算出的校正系数是否相同。

该确认的结果，若没有问题（若两者相同），结束白平衡系数的检测处理。

该确认的结果，若有问题，判定该有问题（NG）的情形是否为规定的多次（步骤SA5）。在此，由于还没有达到规定多次（SA5-“否”），返回到步骤SA3。

然后，步骤SA5的结果达到规定的多次时（SA5-“是”），表示该胶囊型内窥镜10（特别是参数存储器208）中有异常（步骤SA6）。被判定为异常的胶囊型内窥镜10，不会直接出厂。

图8示出了在进行数字传送的情形中，从胶囊型内窥镜10发送时成为发送单位的发送数据（帧）的数据格式。该发送单位405，由与CCD125的一行对应的数据构成。

如图8以及图5所示，当由时序产生器以及同步产生器201生成的水平同步信号（定时数据）210输入到参数存储器208中时，响应该输入的水平同步信号210，从参数存储器208，将表示CCD125的一行部分的数据的开始的水平识别数据406、和白平衡系数的参

数402或403，按该顺序读出到复用部209中。

复用部209，当输入水平识别数据406时，开始构成新的发送单位405，将水平识别数据406、R的白平衡系数402按其顺序，设为该新的发送单位405的结构要素，并且，之后将直到输入水平识别数据406为止从A/D部205输入的图像数据407，作为发送单位405的结构要素进行追加。

在此，“直到输入水平识别数据406为止从A/D部205输入的图像数据407”，与水平回扫期间向CCD125的水平移位寄存器(未图示)传输电荷的CCD125的一行部分的图像数据对应。另外，在发送单位405中，白平衡系数402，被追加到与CCD125的一行中的有效摄像时间以外的时间对应的位置。

复用部209，当输入下一个水平识别数据406时，开始构成新的发送单位405，将水平识别数据406、B的白平衡系数403按其顺序，设为发送单位405的结构要素，并且，之后将直到输入水平识别数据406为止从A/D部205输入的图像数据407，作为发送单位405的结构要素进行追加(未图示)。

如上所述，以对每次发生水平同步信号210时生成的各发送单位405交替加入白平衡系数402或403的形式，发送到接收机4。

表示发送单位405的开头的水平同步信号210、和决定来自CCD125的电荷读出定时的TG信号202，分别由时序产生器以及同步产生器201生成时，如下生成以相互同步：在从参数存储器208读出参数402或403的定时，从A/D部205将CCD125的一行部分的图像数据407发送到复用部209。

换句话说，复用部209，可检测出从参数存储器208输入了水平识别数据406的定时为发送单位405的分隔标志(区切り)，将在该检测时刻前从A/D部205输入的图像数据，作为CCD125的一行部分的图像数据407，设为发送单位405的结构要素。

图9是表示胶囊型内窥镜10和接收机4的动作的一个例子的流程图。在胶囊型内窥镜10中，当电源被接通（步骤SB1 - “是”），开始拍摄时（步骤SB2），每当读出CCD125的一行部分的图像数据（步骤SB3 - “是”）时，该一行部分的图像数据和存储在参数5 存储器208中的R以及B的白平衡系数402、403的其中一个被复用（步骤SB4）。该被复用的数据，如图8所示。

图8所示的被复用的数据被进行了调制后被发送（步骤SB5、SB6）。对于CCD125的一帧所包含的所有行同样进行如上所述的对每一行进行的动作，在对该一帧进行以后，对下一帧也同样进行（步骤SB7、SB8）。重复这些动作，直到停止拍摄为止（步骤10 SB8）。

另一方面，在接收机4中，当接收在步骤SB6中从胶囊型内窥镜10发送的数据时（步骤SB11 - “是”），对每个CCD125的一行部分的图像数据，分离并检测图像数据和白平衡系数（步骤SB12、15 SB13）。当一帧部分的图像数据齐全时，使用白平衡系数，进行白平衡处理（步骤SB14、SB15）。重复这些动作，直到动作结束为止（步骤SB16）。

此外，在上述中，各发送单位405包含有R或者B的校正系数20 402或者403。取而代之，各发送单位405也可以如下构成：包含分别由多位（例如八位）组成的R或者B的校正系数402或者403中的各一位。即，也可以如下构成：使得用多个（在本例中是八个）发送单位405可识别由多位（在本例中是八位）组成的R或者B的校正系数402或者403。

在上述中，说明了从胶囊型内窥镜10发送的数据的一个发送25 单位405与CCD125的一行部分的图像数据对应的例子。代替该例子，或者除了该例子，如图10所示，也可以如下构成：当从胶囊型内窥镜10发送时，使成为一个发送单位的数据（帧）400，与

CCD125的一帧图像数据对应。

如图10以及图5所示，由时序产生器以及同步产生器201生成的垂直同步信号（定时数据）210输入到参数存储器208时，响应该输入的垂直同步信号210，从参数存储器208，将表示发送单位5 400的开始的垂直识别数据401、和白平衡系数的参数402、403，按其顺序读出到复用部209。

复用部209，当输入了垂直识别数据401时，开始构成新的发送单位400，按从参数存储器208读出的顺序，将垂直识别数据401、R的白平衡系数402以及B的白平衡系数403设为该新的发送10 单位400的结构要素，并且，之后将直到输入垂直识别数据401为止从A/D部205输出的图像数据404，作为发送单位400的结构要素进行追加。

在此，“直到输入垂直识别数据401为止从A/D部205输出的图像数据404”，与垂直回扫期间在CCD125的垂直移位寄存器（未15 图示）中蓄积的一帧部分（CCD125具有的像素数）的信号电荷的数据对应。另外，在发送单位400中，白平衡系数402、403，被追加到与CCD125的有效开始行前的时间对应的位置。

表示发送单位400的开头的垂直同步信号210、和决定来自CCD125的电荷的读出定时的TG信号202，分别由时序产生器以及20 同步产生器201生成时，如下生成以相互同步：在从参数存储器208读出参数402、403的定时，从A/D部205将构成CCD125的一帧的图像数据404发送到复用部209。

换句话说，复用部209，可检测出从参数存储器208输入了垂直识别数据401的定时为发送单位400的分隔标志，将在该检测时刻前从A/D部205输入的图像数据，作为一帧部分的图像数据404，设为发送单位400的结构要素。

如上所述，以对每次发生垂直同步信号210时生成的各发送单

位400加入白平衡系数402、403的形式，发送到接收机4。

如上所述，关于各发送单位400所包含的白平衡系数的数据是R以及B的校正系数402以及403。与此相对，关于各发送单位405所包含的白平衡系数的数据是R或B的校正系数402或403，或者是5构成R或B的校正系数402或403的一位部分的数据。这样，关于各发送单位405所包含的白平衡系数的数据，少于关于各发送单位400所包含的白平衡系数的数据，是因为与垂直同步信号210的发生频率相比，水平同步信号210的发生频率高。即，即使关于各发送单位405所包含的白平衡系数的数据少，各发送单位405也以相对高的频率生成，因此，接收机4根据各发送单位405，可以在短时间内取得关于胶囊型内窥镜10的白平衡系数的所有信息。
10

如图8以及图10所示，每个发送单位400、405，以加入校正系数402、403的形式，发送到接收机4。各胶囊型内窥镜10的白平衡系数，是在制造工序时作为存储在参数存储器208中的值而15一义性地决定的值，不是进行变动的值。由此，可以考虑：不是每次在发送单位400、405中都包含该系数，例如在起动胶囊型内窥镜10时，发送一次到接收机4即可。

与此相对，在本实施方式中，以每个发送单位400、405向接收机4发送白平衡系数的理由是为了可靠地避免以下情况：当是只20在起动胶囊型内窥镜10时发送的方法时，例如在起动胶囊型内窥镜10时接收机4的电源没有被接通的情况下，接收机4不能接收该白平衡系数，之后不做白平衡处理而直接显示图像。

图11是表示接收机4进行白平衡处理的顺序的流程图。在此，说明从胶囊型内窥镜10向接收机4的通信中，使用图8所示的发送25单位405，进行按照图9所示的流程图的动作的情形。

首先，在初始设定中，在参数检测部304中，设定为检测次数i=0(步骤SC1)。接收机4的信号分离部302，当从解调部301输入

发送单位405的数据时，从该输入的数据中检测出水平识别数据406，并且，检测出紧接在该水平识别数据406之后的白平衡系数402或者403。信号分离部302，分离水平识别数据406以及白平衡系数402或403、和图像数据407，将图像数据407输出到图像存储器303，将水平识别数据406以及白平衡系数402或403输出到参数检测部304。

在参数检测部304中，取得紧接在水平识别数据406之后的白平衡系数402或403，将该取得的白平衡系数402或403存储在参数检测部304的参数存储器区域k(i) (步骤SC2)。之后，在参数检测部304中，在检测次数i上加1，进行递增 (步骤SC3)。

重复上述步骤SC2以及步骤SC3，直到到达预先设定的检测次数n为止 (步骤SC4 - “否”)。在此，n与CCD125的行数对应。此外，与本情形不同，若是从胶囊型内窥镜10向接收机4的通信中使用图10所示的发送单位400的情形，则n与图像的帧数对应。

重复上述步骤SC2以及步骤SC3直到检测次数为n为止，在参数检测部304的n个参数存储器区域k(n)中分别存储白平衡系数402、403时，进入步骤SC5 (步骤SC4 - “是”)。

如步骤SC5所示，参数检测部304，将n次检测出的白平衡系数402、403数据中发生频率高的数据，作为白平衡系数RWB、BWB采用。在此，可防止采用由于通信错误而产生错误的白平衡系数。

如步骤SC6所示，图像信号处理部305，根据在步骤SC5中由参数检测部304采用的白平衡系数RWB、BWB，进行图像数据407的白平衡处理。关于R像素，输入的数据Rin乘以白平衡系数RWB而得到的值Rout是白平衡处理结果。对于B像素，输入的数据Bin乘以白平衡系数BWB而得到的值Bout是白平衡处理结果。

根据上述的第一实施方式，可起到以下的效果。

根据本实施方式，不需要在胶囊型内窥镜的内部电路中进行白平衡处理，因此，内部电路的电路规模不会变大，也不会导致功耗增大。在本实施方式中，只在参数存储器208中存储白平衡系数即可，因此，内部电路的电路规模不会变大。

5 另外，考虑如下方法：例如，在从包装中拆出胶囊型内窥镜，刚接通电源后（吞服前），拍摄白平衡用的图，将拍摄该图而成的图像发送到接收机4，在接收机4中，根据该接收到的图的图像，求出该胶囊型内窥镜10的白平衡系数。根据该方法，由接收机4 10 不能够接收与拍摄图的时刻的白平衡系数相关的摄像图像数据情况下（例如，在该时刻没有接通接收机4的电源的情况下），当没有注意它而吞服了胶囊型内窥镜时，该胶囊型内窥镜的摄像图像，不被进行白平衡处理。

与此相对，在本实施方式中，即使在吞服胶囊型内窥镜10之前，接收机4不能够接收从胶囊型内窥镜10发送的数据的情况下， 15 之后也总是从胶囊型内窥镜10将白平衡系数RWB、BWB的数据与摄像图像数据一起发送到接收机4，因此，当吞服后，在接收机4中接通了电源的情况下，也可以根据之后接收到的白平衡系数RWB、BWB进行摄像图像的白平衡处理。

接着，对上述第一实施方式的变形例进行说明。

20 在上述第一实施方式中，参数存储器208中存储有白平衡系数RWB、BWB。取而代之，在本变形例中，在参数存储器208中直接存储制造工序时拍摄白图得到的R像素（Rdata）和B像素（Bdata）。在本变形例中，在图8的白平衡系数402的位置或者图10的白平衡系数402、403的位置，分别以包含了R像素（Rdata）、 25 B像素（Bdata）的形式，构成发送单位405、400。在胶囊型内窥镜10中，除此以外的结构/动作，与上述第一实施方式相同。

接收机4具有当白平衡处理时使用的、成为R的基准的常数Gr

和成为B的基准的常数Gb。接收机4从接收到的发送单位405，输入R图像（Rdata）或者B图像（Bdata）、和图像数据407。或者，接收机4从接收到的发送单位400，输入R图像（Rdata）以及B图像（Bdata）、和图像数据404。

由接收机4进行图像数据407、404的白平衡处理时，对于R像素，在图像数据407、404的R数据Rin上乘以（Gr/Rdata）而得到的值Rout，是白平衡处理结果。同样地，对于B像素，在图像数据407、404的B数据Bin上乘以（Gb/Bdata）而得到的值Bout，是白平衡处理结果。

在上述中，成为R的基准的常数Gr、和成为B的基准的常数Gb，可根据使用胶囊型内窥镜10的每个场所（医院）进行变更。由此，可根据胶囊型内窥镜10的使用场所，使白平衡处理结果不同。另外，即使在相同的使用场所，也可根据由胶囊型内窥镜10拍摄的脏器的部位，变更常数Gr和常数Gb。由此，反映各脏器原来具有的颜色、和在各脏器中应该发现的病原的颜色，可变更常数Gr和常数Gb。

接着，参照图12说明上述第一实施方式的第二变形例。

图12是图10的发送单位400的变形例。在图12的发送单位400'中，紧接在R的白平衡系数402之后追加有对于R的白平衡系数402的错误更正代码408，紧接在B的白平衡系数403之后追加有对B的白平衡系数403的错误更正代码409。

在胶囊型内窥镜10的制造工序时，当白平衡系数RWB、BWB存储在参数存储器208中时，错误更正代码408、409一起被存储。此外，取而代之，也可以采用如下的结构：在参数存储器208中只存储白平衡系数RWB、BWB，关于错误更正代码408、409，在胶囊型内窥镜10的内部中，根据从参数存储器208读出的白平衡系数RWB、BWB，算出错误更正代码408、409。

接收机4，可根据错误更正代码408更正R的白平衡系数402，并且，可根据错误更正代码409更正B的白平衡系数409。

另外，虽未图示，但在图8的发送单位405的R的白平衡系数402和图像数据407之间，可以追加对R的白平衡系数402的错误更正代码，同样地，在B的白平衡系数和图像数据407之间，可以追加对B的白平衡系数的错误更正代码。

在上述第二变形例中，在发送单位400中，错误更正代码408、409与白平衡系数402、403一起，被追加到与CCD125的有效行开始前的时间对应的位置。另外，在发送单位405中，错误更正代码与白平衡系数一起，被追加到与CCD125的一行中的有效摄像时间以外的时间对应的位置。

根据上述第二变形例，即使产生通信错误也能够以高精度得到正确的白平衡系数RWB、BWB。因此，即使图11的步骤SC4的n的值少也没有问题，可以得到正确的白平衡系数RWB、BWB。

15 第二实施方式

接着，参照图13以及图14说明第二实施方式。

在第二实施方式中，在参数存储器208中，除了上述白平衡系数之外，还存储表示像素缺陷的地址的像素缺陷地址数据。在此，像素缺陷校正是指根据与像素缺陷的地址周围的地址对应的像素数据，校正存在于该地址的像素缺陷。

在胶囊型内窥镜10中，对于除此之外的结构，与上述第一实施方式相同。另外，胶囊型内窥镜10的动作以及接收机4的结构以及动作，基本与上述第一实施方式相同。

即，在复用部209中，图像数据、白平衡系数以及像素缺陷地址数据被复用，该复用得到的数据通过调制部211以及无线部142从胶囊型内窥镜10送出。在接收机4中，参数检测部304检测出白平衡系数和像素缺陷地址数据的各参数，在图像信号处理部305

中，对于图像数据，根据该检测出的白平衡系数进行白平衡处理，并且，根据该检测出的图像缺陷地址数据进行图像缺陷校正。进行了这些白平衡处理以及图像缺陷校正的图像，在图像压缩部306中被压缩，该被压缩的图像数据被存储到大容量存储器44中。

5 对于像素缺陷的地址，也与白平衡系数相同，对每个胶囊型内窥镜10，在制造工序中进行试验，求出该胶囊型内窥镜10的像素缺陷的地址。该像素缺陷地址数据被写入到各胶囊型内窥镜10的参数存储器208中，出厂时，以各像素缺陷地址数据被存储到各胶囊型内窥镜10的参数存储器208中的状态而出厂。

10 图13是表示制造工序时算出像素缺陷地址的顺序的流程图。首先，将CCD125设置在被设定为50℃的场所（步骤SD1）。因为CCD125的白缺陷在高温条件下容易发生。接着，由CCD125拍摄遮光（暗室内），导致白缺陷（步骤SD2）。接着，根据上述步骤SD2的CCD125的摄像结果，将离基准（黑）大于等于规定值电平的像素的地址，作为像素缺陷地址数据存储到参数存储器208中（步骤SD3）。接着，由CCD125拍摄白图，导致黑缺陷（步骤SD4）。接着，根据上述步骤SD4的CCD125的摄像结果，将离基准（白）小于等于规定值电平的像素的地址，作为像素缺陷地址数据，存储到参数存储器208中（步骤SD5）。

20 接着，如步骤SD6所示，进行存储在参数存储器208中的图像缺陷地址数据的确认。该确认的内容为：从参数存储器208读出像素缺陷地址数据，检查该读出的像素缺陷地址数据和由步骤SD3、SD5检测出的像素缺陷的地址的数据是否相同。

25 该确认的结果，若没有问题（若两者相同），则结束像素缺陷地址数据的检测处理。

该确认的结果，若有问题，则判定该有问题（NG）的情形是否有规定的多次（步骤SD7）。在此，由于还没有达到规定的多

次 (SD7 - “否”) , 因此返回到步骤SD1。

之后, 步骤SD7的结果, 当达到规定的多次时 (SD7 - “是”) , 表示该胶囊型内窥镜10 (特别是参数存储器208) 中有异常 (步骤SD8)。被判定为异常的胶囊型内窥镜10, 不会直接出厂。

5 图14是表示在第二实施方式中当从胶囊型内窥镜10发送时成为发送单位的发送数据400'的图, 是与上述第一实施方式的图10对应的图。对于与上述第一实施方式相同的结构要素, 标记相同符号省略其说明。

10 在发送单位400'中, 除了垂直识别数据401、RWB校正系数402、BWB校正系数403、图像数据404之外, 还包含像素缺陷地址数据410。

15 另外, 虽未图示, 但在上述第一实施方式的图8的发送单位405的R的白平衡系数402和图像数据407之间, 可以追加像素缺陷地址数据, 同样地, 在B的白平衡系数和图像数据407之间, 可以追加像素缺陷地址数据。

20 在第二实施方式中, 在发送单位400中, 像素缺陷地址数据与白平衡系数402、403一起, 被追加到与CCD125的有效开始行前的时间对应的地方。另外, 在发送单位405中, 像素缺陷地址数据与白平衡系数一起, 被追加到与CCD125的一行中的有效摄像时间以外的时间对应的地方。

根据上述第二实施方式, 可进行CCD125的像素缺陷校正。

此外, 对于第二实施方式, 也能够应用上述第一实施方式中的第一或者/以及第二变形例。

25 另外, 在参数存储器208中, 可以存储用于校正由CCD125的偏差引起的缺陷的数据。白平衡系数和图像缺陷地址数据是其一例。

第三实施方式

接着，说明第三实施方式。

在上述第一实施方式中，说明了在胶囊型内窥镜10中使用了CCD125的例子，但是在第三实施方式中，代替CCD125，使用CMOS图像传感器。在第三实施方式的各胶囊型内窥镜10的参数5存储器208中，分别存储有作为各CMOS图像传感器特有的值的光电变换特性的偏移值。除此之外的胶囊型内窥镜10的结构及动作、和接收机4的结构及动作，与上述第一实施方式相同。

即，在复用部209中，图像数据和光电变换特性的偏移值被复用，该被复用而成的数据通过调制部211以及无线部142，从胶囊10型内窥镜10发送。在接收机4中，参数检测部304检测出光电变换特性的偏移值的参数，在图像信号处理部305中，对于图像数据，根据该检测出的光电变换特性的偏移值进行光电变换特性的校正。进行了该光电变换特性的校正的图像，在图像压缩部306中被压缩，该被压缩了的图像数据被存储到大容量存储器44中。

对于光电变换特性的偏移值，也与上述第一实施方式中的白平衡系数相同，对每个胶囊型内窥镜10，在制造工序中进行试验，求出该胶囊型内窥镜10的光电变换特性的偏移值。该光电变换特性的偏移值被写入到各胶囊型内窥镜10的参数存储器208中，出厂时，以各光电变换特性的偏移值存储在各胶囊型内窥镜10的参数20存储器208中的状态而出厂。

图15是用于说明各摄像元件（例如，CMOS图像传感器）的光电变换特性的偏移值的求出方法的曲线图。如图15所示，对于各摄像元件，求出入射了不同光量的光时的各信号输出，标绘为点A、B。用直线连结点A、B，将其与Y轴的交点作为该摄像元件25的光电变换特性的偏移值求出。

根据上述第三实施方式，作为胶囊型内窥镜10的固体摄像元件，可进行使用了摄像元件时的光电变换特性的校正。

但是，在上述的第一～第三实施方式中，都是将白平衡系数402、403、错误更正代码408、409、像素缺陷地址数据410、光电变换特性的偏移值等附加信息附加在图像数据404之前来发送，但是，最好是附加在图像数据404的后端侧，特别希望附加在图像数据404的后端。
5

例如，图16示出了在图像数据404的后端附加了白平衡系数402、403的结构。这样，当将附加信息附加在图像数据404的后端时，在接收机侧，能够以更可靠地利用垂直同步信号实现同步的状态进行接收。特别是，当帧400被离散地送出、接收时，每次
10 需要进行再同步处理，因此，最好在取得稳定的同步的地方配置附加信息。附加信息例如在图16的情况下，最高是两字节，但是该附加信息给图像数据的复原带来大的影响，因此，最好在图像数据404的后端侧附加附加信息，接收机侧可以取得稳定且可靠的附加信息。

15 第四实施方式

接着，说明第四实施方式。

相对于上述第一实施方式进行数字传送，第四实施方式进行模拟传送。对于与上述第一实施方式相同的结构要素，标记相同的符号并省略其说明。

20 如图17所示，胶囊型内窥镜10的图像处理部143a'，将从CCD125输出的模拟的图像数据，以模拟信号直接发送到调制部211。由于是模拟传送，所以没有如图5的A/D转换部205。在参数存储器208中，与上述第一实施方式的参数存储器208相同，存储有白平衡系数RWB、BWB。

25 如图17所示，图像处理部143a'的复用部209'，具备混合器212和加法器213。响应定时信号210，白平衡系数RWB、BWB从参数存储器208读出到混合器212中，由该混合器212混合该白平衡

系数RWB、BWB、和同步信号SG1。在加法器213中，混合器212的混合结果、和图像数据被叠加。来自该加法器213的输出由调制部211进行频率调制。

如上所述，当模拟传送时，使从时序产生器以及同步产生器5 201输出的同步信号SG1，在复用部209'中直接叠加到图像数据中，从而，从图像数据所包含的多个图像中明确各图像的分隔标志。

图19示出了来自图17的复用部209'的输出信号S1。如图19所示，模拟传送时，以与NTSC合成视频信号相同的信号波形的形式10 来传送信号。在图19中，比起基准电平600，在上侧的部分601是影像信号（与图像数据对应），在下侧的部分是同步信号SG1。符号602是水平同步信号。白平衡系数RWB、BWB，在混合器212中，混合到比基准电平600靠下侧的同步信号SG1侧。符号603是垂直同步信号。

如图19以及图17所示，在混合器212中，垂直同步信号603以及水平同步信号602（同步信号SG1）和白平衡系数RWB、BWB被混合，该混合结果被加法器213与影像信号601混合。如图19所示，白平衡系数RWB、BWB被叠加在垂直同步信号603之后，被追加到与CCD125的有效开始行前的时间对应的地方（比影像信号20 601靠左侧）。

如图19所示，长时间为低电平的垂直同步信号603，在接收机4中通过LPF（低通滤波器）而被检测出。另外，水平同步信号602，在接收机4中通过BPF（带通滤波器）而被检测出。在检测出水平同步信号602后，预先决定了在规定的时钟后存在白平衡系数25 RWB、BWB，因此，能够容易地检测出白平衡系数RWB、BWB（参照后述的图18）。

图20示出了来自图17的复用部209'的输出信号S1的另一个例

子。在图20中，与图19相同，白平衡系数RWB、BWB混合在同步信号SG1侧（基准电平600的下侧），叠加在垂直同步信号603中，但是该被混合的地方是在影像信号601之后，这点与图19不同（在图19中，是影像信号601之前）。

5 另外，在图20中，紧接在各自白平衡系数RWB、BWB之前，追加有表示白平衡系数RWB、BWB的存在的系数识别信号605a、605b。在接收机4中，对系数识别信号605a、605b进行检测，从而可识别紧接着在后面存在白平衡系数RWB、BWB。此外，使R和B两者的白平衡系数RWB、BWB连续配置时，只有系数识别信号605a即可，不需要系数识别信号605b。系数识别信号605a、605b，即使在图19的情形中，也能够追加到紧接着各自白平衡系数RWB、BWB紧接着的前面。

10 上述图19以及图20，示出了在各垂直同步信号603中叠加有R和B两者的白平衡系数RWB、BWB的情形。图21以及图22，示出了在各水平同步信号602中只叠加有白平衡系数RWB或BWB（设为由八位D7～D0构成）的一位部分的数据的情形。白平衡系数RWB或BWB的一位部分的数据，被追加到与CCD125的一行中的有效摄像时间以外的时间对应的地方。

15 叠加在水平同步信号602中的白平衡系数的数据，少于叠加在垂直同步信号603中的白平衡系数的数据，是由于如上所述，与垂直同步信号603的发生频率相比，水平同步信号602的发生频率高。

20 图21(a)中，通过备齐分别叠加在八个水平同步信号602的一位部分的白平衡系数(D7～D0)，从而检测出R的白平衡系数RWB，通过备齐分别叠加在其后的八个水平同步信号602的一位部分的白平衡系数(D7～D0)，从而检测B的白平衡系数RWB。

25 图21(b)示出了将叠加水平同步信号602的定时错开的例子。图21(b)与图21(a)不同，在水平同步信号即将下降前插入数

据。由此，当由上升边缘检测水平同步信号时，将容易检测出白平衡系数。另外，当白平衡系数是高电平（H）时，水平同步信号的宽度变窄，因此，可以检测出以水平同步信号的电平宽度插入的系数是H还是L。

5 图22与图21不同，在连续的三个水平同步信号602中共同叠加有白平衡系数RWB或者BWB的相同的一位数据。在接收机4中，每三个水平同步信号602，检测出被叠加的白平衡系数RWB或者BWB的上述一位数据。

10 在接收机4中，当没有读取到被叠加在一个水平同步信号602中的白平衡系数时，将不能够得到正确的白平衡系数RWB或者BWB。与此相对，在图22中，即使将例如叠加在第二个水平同步信号602中的上述一位，误认为叠加在第一个水平同步信号602中的上述一位，也可作为相同的D7正确地识别，由此，叠加在第三个水平同步信号602中的上述一位，可作为D6正确地识别。在图15 22中，在确定D7时，从第一个同步信号起参照三行系数将发生频率高的数据确定为白平衡系数。

20 如图18所示，在接收机4的图像处理部300'中，与图6所示的数字传送时的图像处理部300不同，加上了A/D转换部307。图像处理部300'的信号分离部302'具备钳位电路701、同步信号分离部702、垂直同步检测部703、水平同步检测部704以及行数检测部705。

25 钳位电路701，对来自解调部301的输出信号进行钳位，对区分同步信号（水平同步信号602以及垂直同步信号603）SG1和影像信号601的基准电平600进行检测。

同步信号分离部702，分离同步信号SG1，将影像信号601输出到A/D转换部307。同步信号SG1，被发送到垂直同步检测部703以及水平同步检测部704，在垂直同步检测部703中检测出垂直同

步信号603，在水平同步检测部704中检测出水平同步信号602。

垂直同步检测部703以及水平同步检测部704的各检测结果，被发送到行数检测部705。

在行数检测部705中，预先已知：例如在图19的情形中，自垂直同步信号603起，从第二行的水平同步信号602起在规定时钟后包含有R的白平衡系数RWB、以及从第三行的水平同步信号602起在规定时钟后包含有B的白平衡系数BWB。

因此，行数检测部705，对参数检测部304，输出用于指示自垂直同步信号603起从第二行的水平同步信号602起在规定时钟后、以及从第三行的水平同步信号602起在规定时钟后的采样相位。参数检测部304根据上述采样相位输出，可从同步信号SG1求出白平衡系数RWB、BWB。

接着，参照图23以及图24，说明第四实施方式的变形例。

图23是表示图17的变形例的图。复用部209”具备混合器212'、加法器213'、以及D/A转换器214。从参数存储器208读出的白平衡系数RWB、BWB，在由D/A转换器214变换为模拟信号后，由混合器212'与图像数据混合。在加法器213'中，将混合器212'的混合结果和同步信号SG1叠加。来自该加法器213'的输出由调制部211进行频率调制。

图24示出了来自图23的复用部209”的输出信号S2。如图24所示，白平衡系数RWB、BWB在混合器212'中，混合在比基准电平600靠上侧的图像数据601侧。白平衡系数RWB，叠加在作为垂直同步信号603上升后的最初的水平同步信号602之后的第二行图像数据601侧，白平衡系数BWB，叠加在作为第二个水平同步信号602之后的第三行图像数据601侧。因为实际的影像信号601，是作为第三个水平同步信号602之后的第四行。

但是，在上述的第四实施方式中，都将白平衡系数RWB、BWB

附加在一系列影像信号601之前或者分散附加来送出，但是与图16相同，最好附加在一系列影像信号601的后端侧，特别是，更希望附加在一系列影像信号601的后端。

例如，图25示出了在n个一系列影像信号601的后端上附加了5白平衡系数RWB、BWB的结构。这样，将白平衡系数RWB、BWB附加在一系列影像信号601的后端时，在接收机侧，能够以根据垂直同步信号603更可靠地实现同步的状态进行接收。白平衡系数RWB、BWB等附加信息，例如在图16的情况下，最高是两字节，但该附加信息给图像数据的复原带来大的影响，因此，最好在10一系列影像信号601的后端侧附加附加信息，接收机侧可以取得稳定且可靠的附加信息。此外，白平衡系数RWB、BWB以外的错误更正代码408、409、像素缺陷地址数据410、光电变换特性的偏移值等附加信息也同样，最好附加在一系列影像信号601的后端侧。

第五实施方式

15 接着，参照图26以及图27，说明第五实施方式。

在第五实施方式中，对于与上述第一实施方式相同的结构要素，标记相同的符号并省略其说明。以下，在胶囊型内窥镜10中，说明进行模拟传送的情况。

在第五实施方式中，与上述第一实施方式不同，不使存储在20参数存储器208中的白平衡系数复用在图像信号中，单独调制并发送白平衡系数，再单独调制并发送图像信号。在接收机4中，分别调制两个调制信号，得到白平衡系数和图像信号。

如图26所示，在胶囊型内窥镜10的图像处理部143a中，与图3不同，没有复用部209。因为在第五实施方式中不对白平衡系数25和图像信号进行复用。另外，图26所示的信号处理/控制部143'具备两个调制部211a、211b。

调制部211a，由载波频率f1调制存储在参数存储器208中的白

平衡系数。调制部211b,由载波频率f2调制图像信号。发送部142a,放大从调制部211a输出的白平衡系数的调制信号,另外,放大从调制部211b输出的图像信号的调制信号。共用的天线142b发送由发送部142a进行了放大的相互不同的载波频率f1、f2的调制信号。

5 如图27所示,与图4不同,接收机4具备两个解调部301a、301b,另外,参数检测部304被设置在图像处理部300的外部。由共用的天线31~34捕捉到的电波信号(白平衡系数的调制信号、图像信号的调制信号),分别由接收部41进行放大。

10 在解调部301a中,载波频率f1的调制信号被解调,该被解调的信号被发送到参数检测部304。在参数检测部304中,根据输入的信号,检测白平衡系数。

15 在解调部301b中,载波频率f2的调制信号被解调,该被解调的信号被发送到图像处理部300。图像处理部300的信号分离部302,分离图像信号和同步信号。图像处理部300使用该同步信号访问参数检测部304,从参数检测部304得到白平衡系数。在图像处理部300中,使用白平衡系数对图像信号进行白平衡处理。

20 此外,在上述中,说明了模拟传送的情形,但是第五实施方式在数字传送中也能够实现。此时,到胶囊型内窥镜10的动作以及接收机4的解调部301a、301b为止的动作在数字传送的情形中也相同。在数字传送时的接收机4的图像处理部300中,不需要分离图像信号和同步信号,因此,不需要信号分离部302,使用由参数检测部304检测出的白平衡系数,对图像信号进行白平衡处理即可。

25 如第五实施方式那样,不使存储在参数存储器208中的白平衡系数复用在图像信号中而是分别发送,即使在接收机4中分别进行解调的方法中,也可以起到与上述第一实施方式相同的效果。

根据本发明的胶囊型内窥镜,与摄像元件特有的信号处理相

关，功耗低。

产业上的可利用性

如上所述，该发明涉及一种医疗用内窥镜，特别适用于拍摄体腔内图像的吞服型胶囊内窥镜以及使用该吞服型胶囊内窥镜的
5 胶囊内窥镜系统。

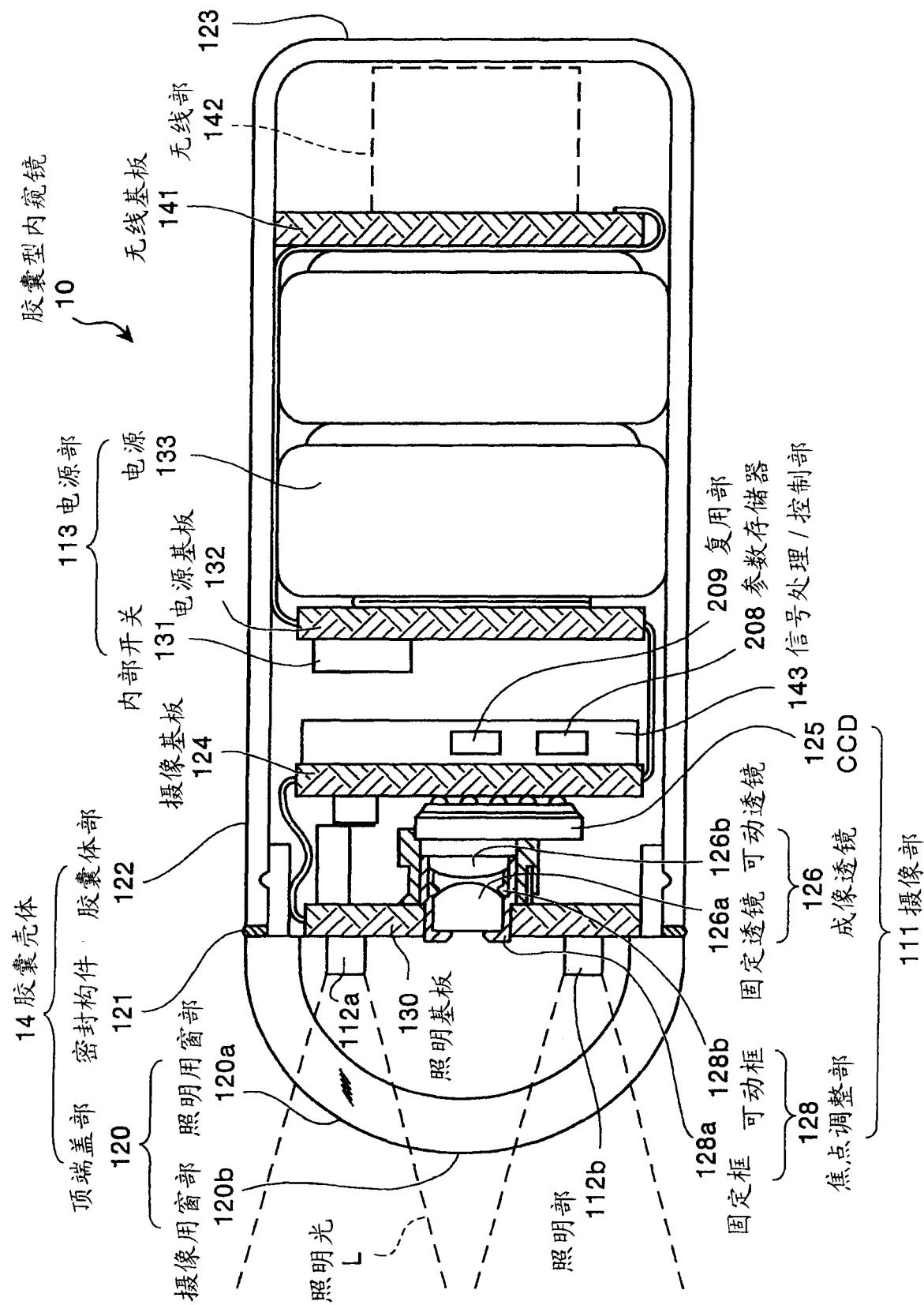


图 1

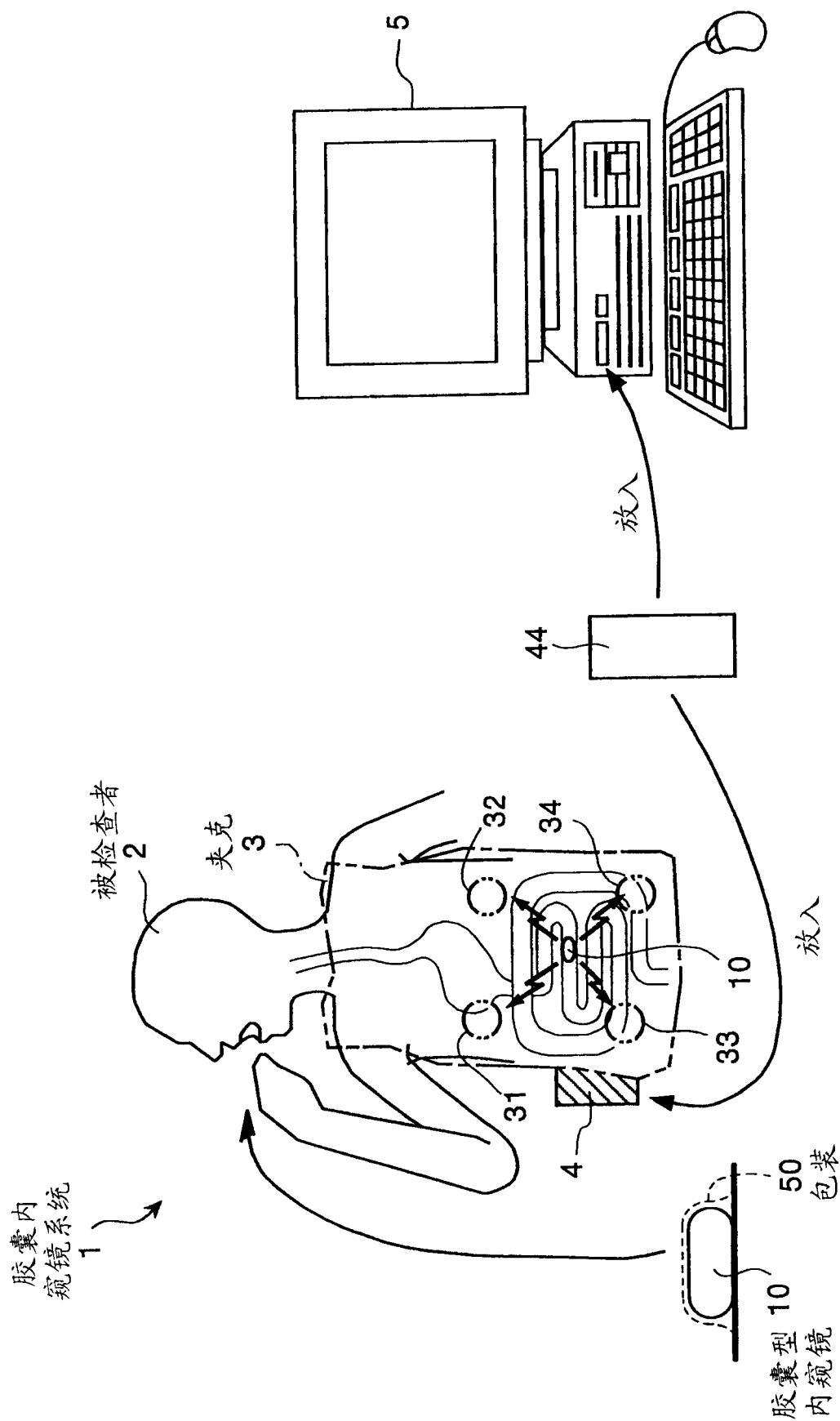
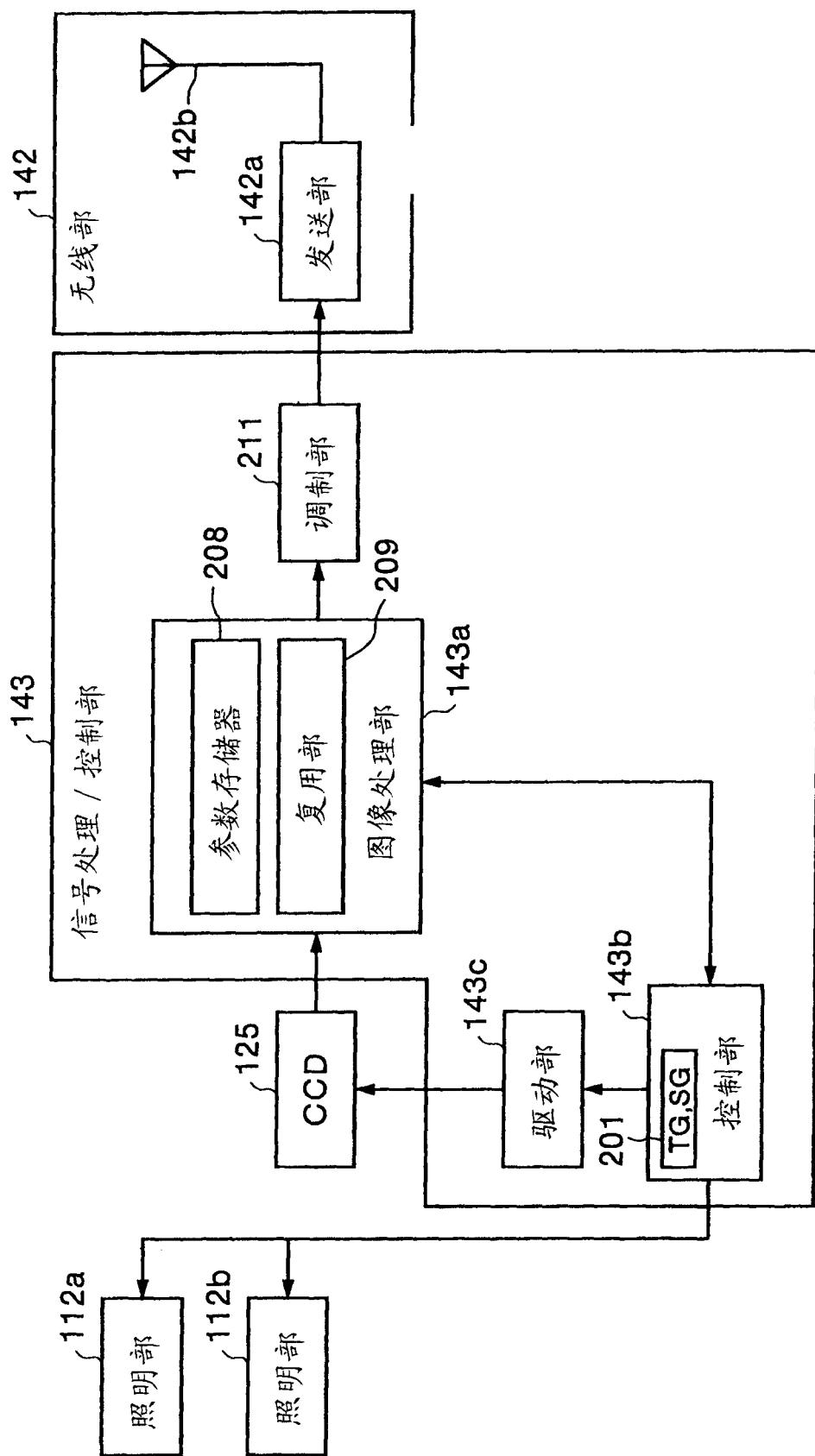


图 2



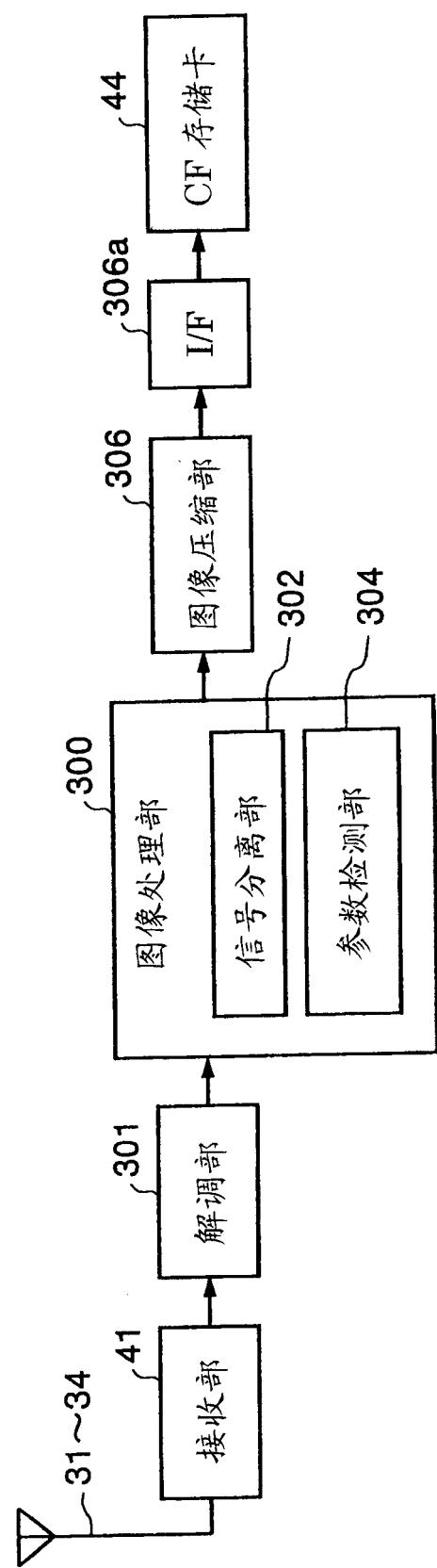
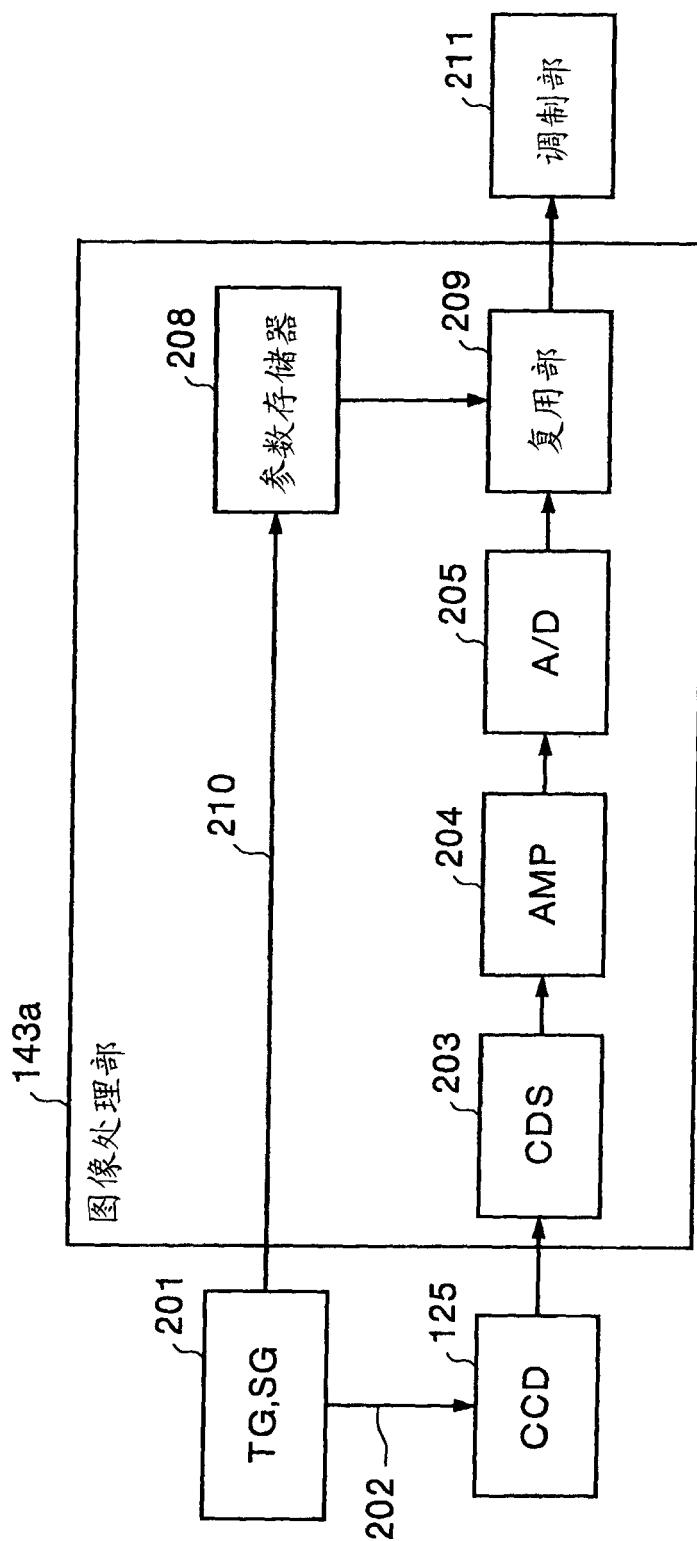


图 4



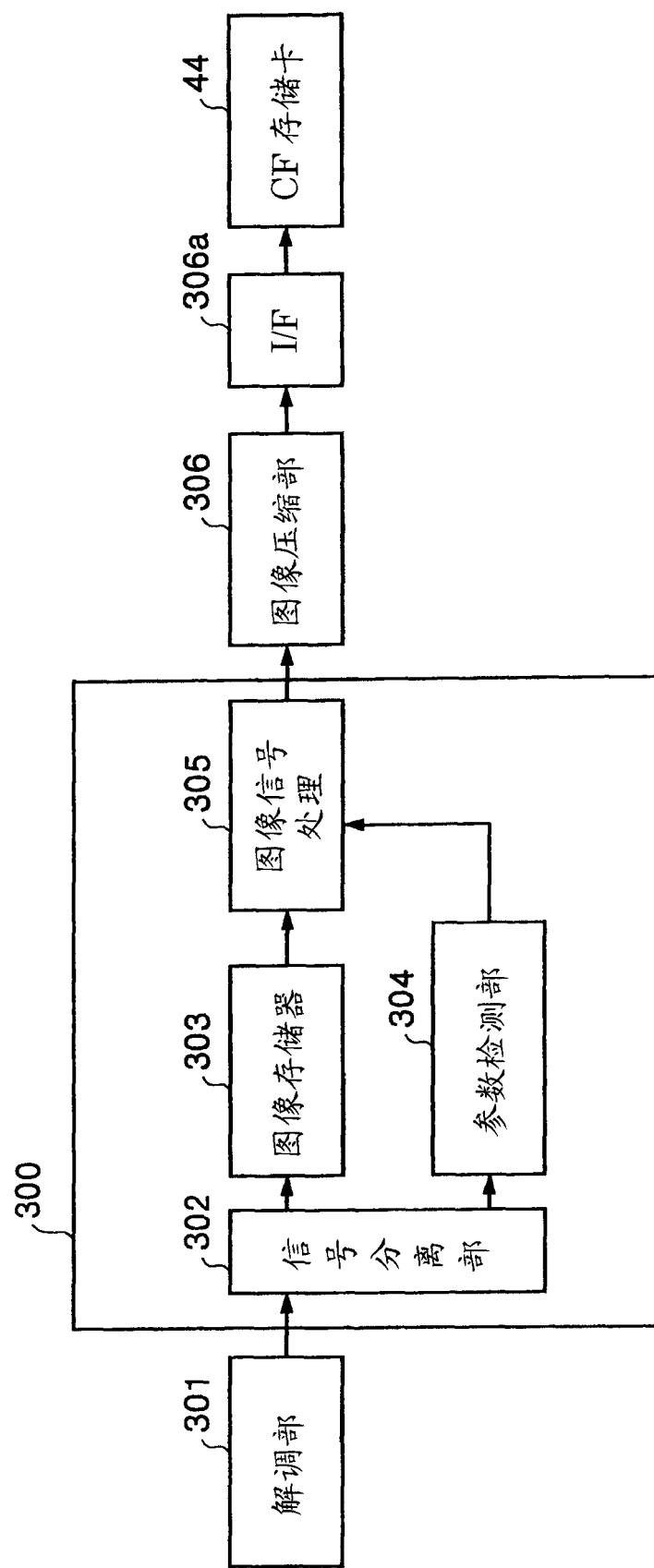


图 6

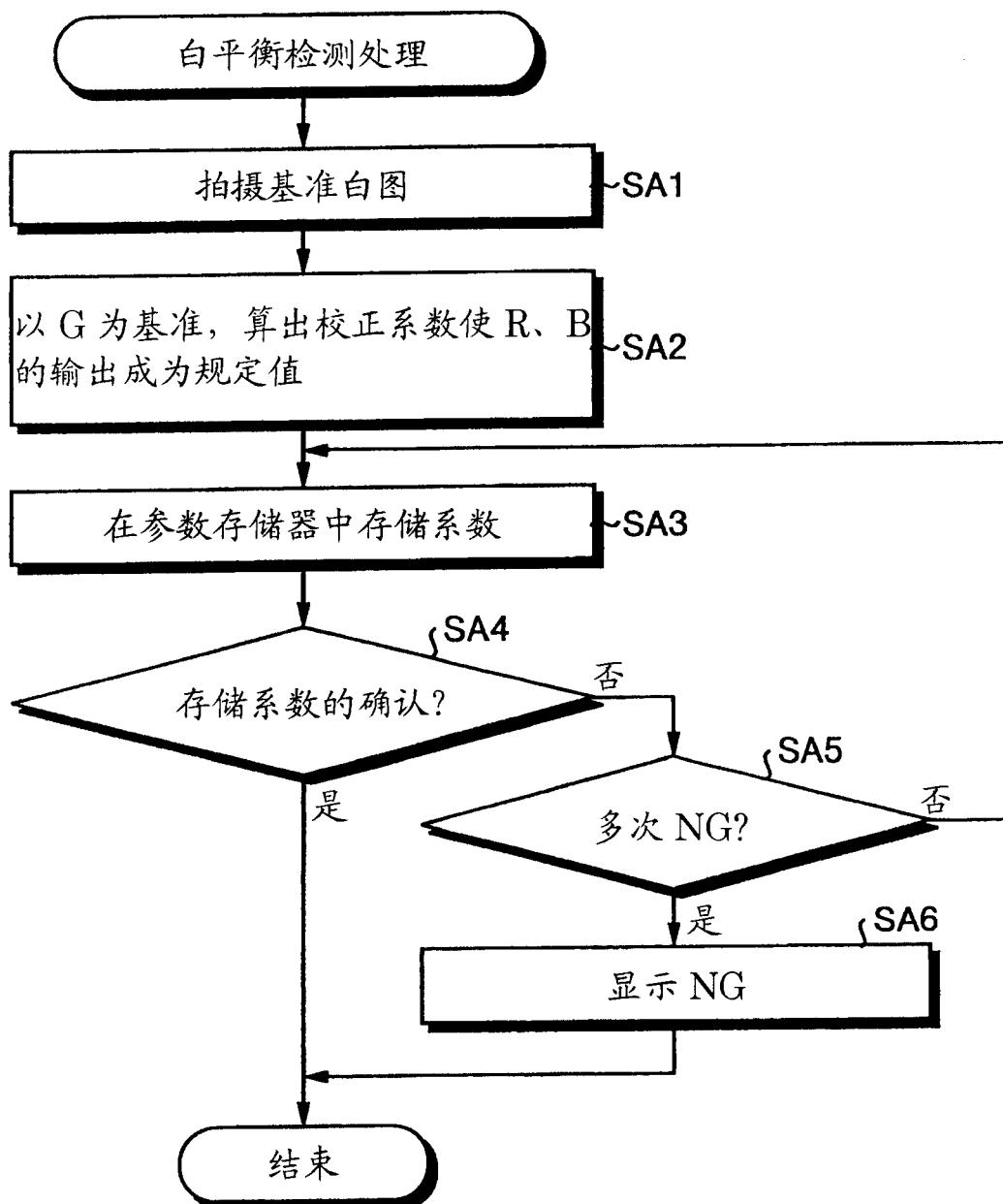


图 7

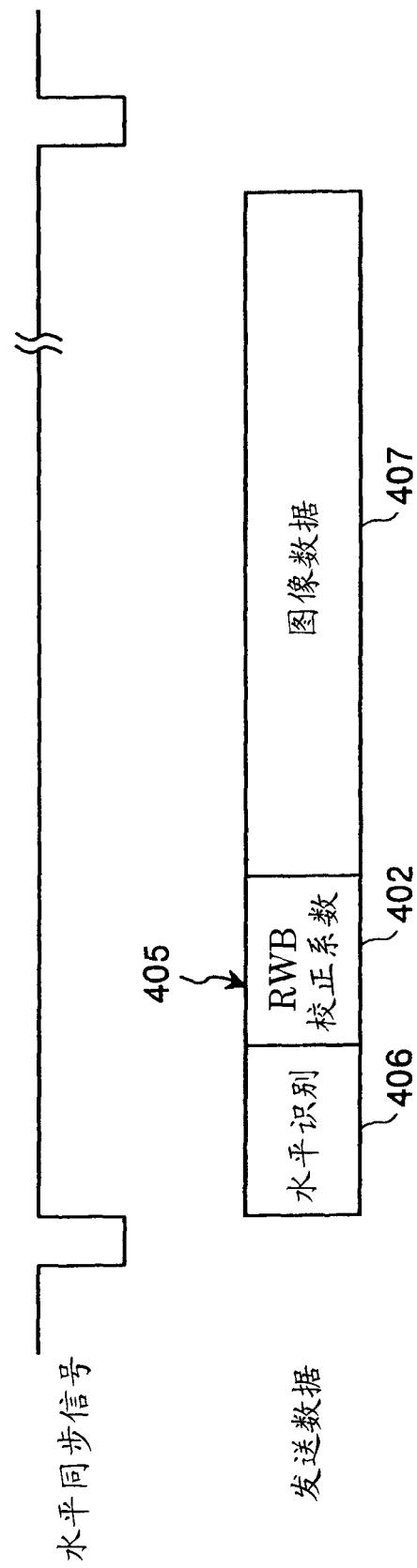


图 8

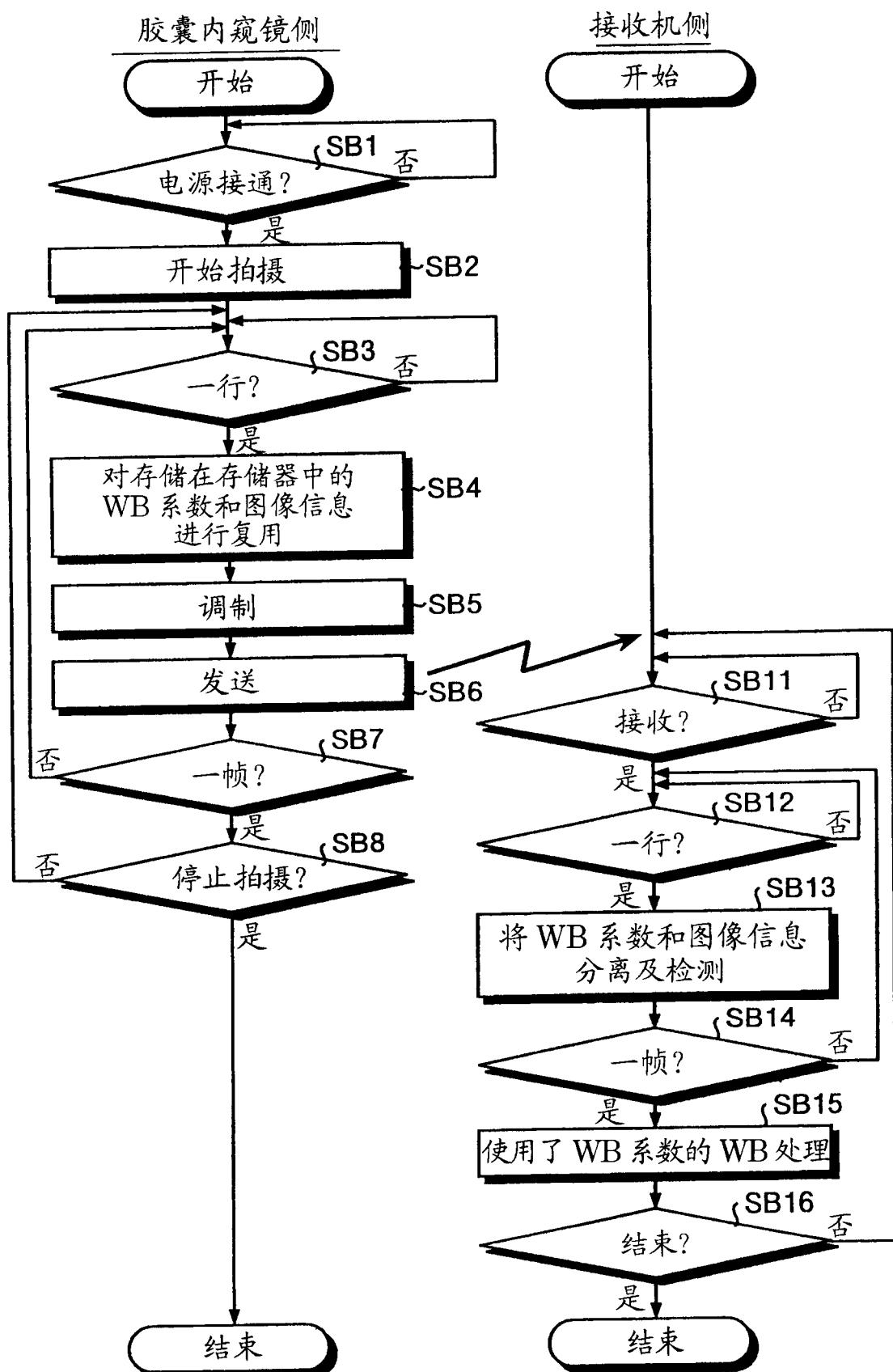


图 9

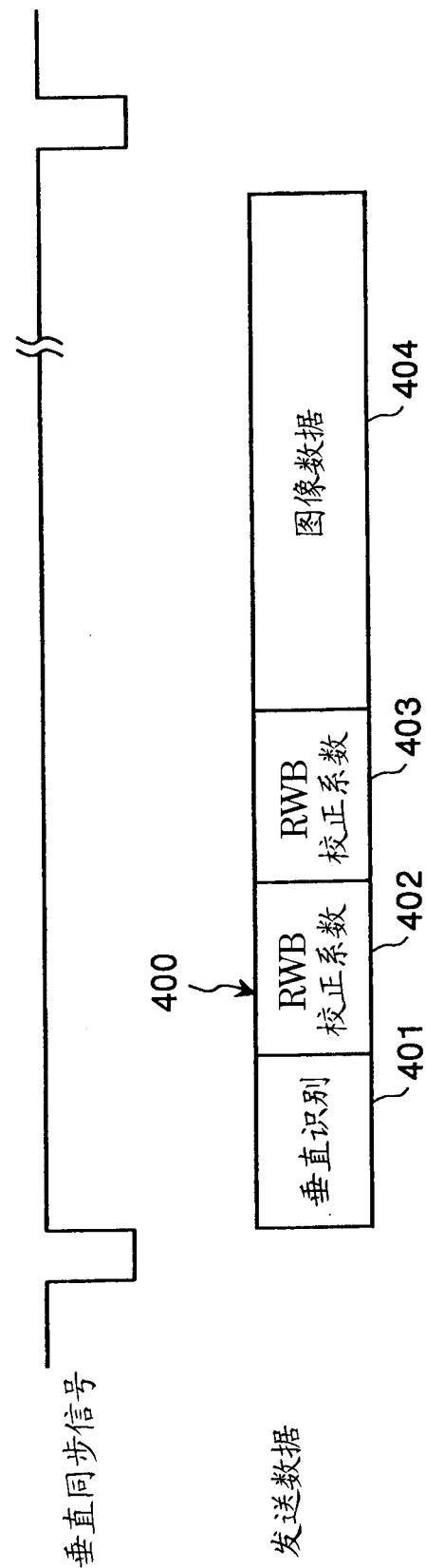


图 10

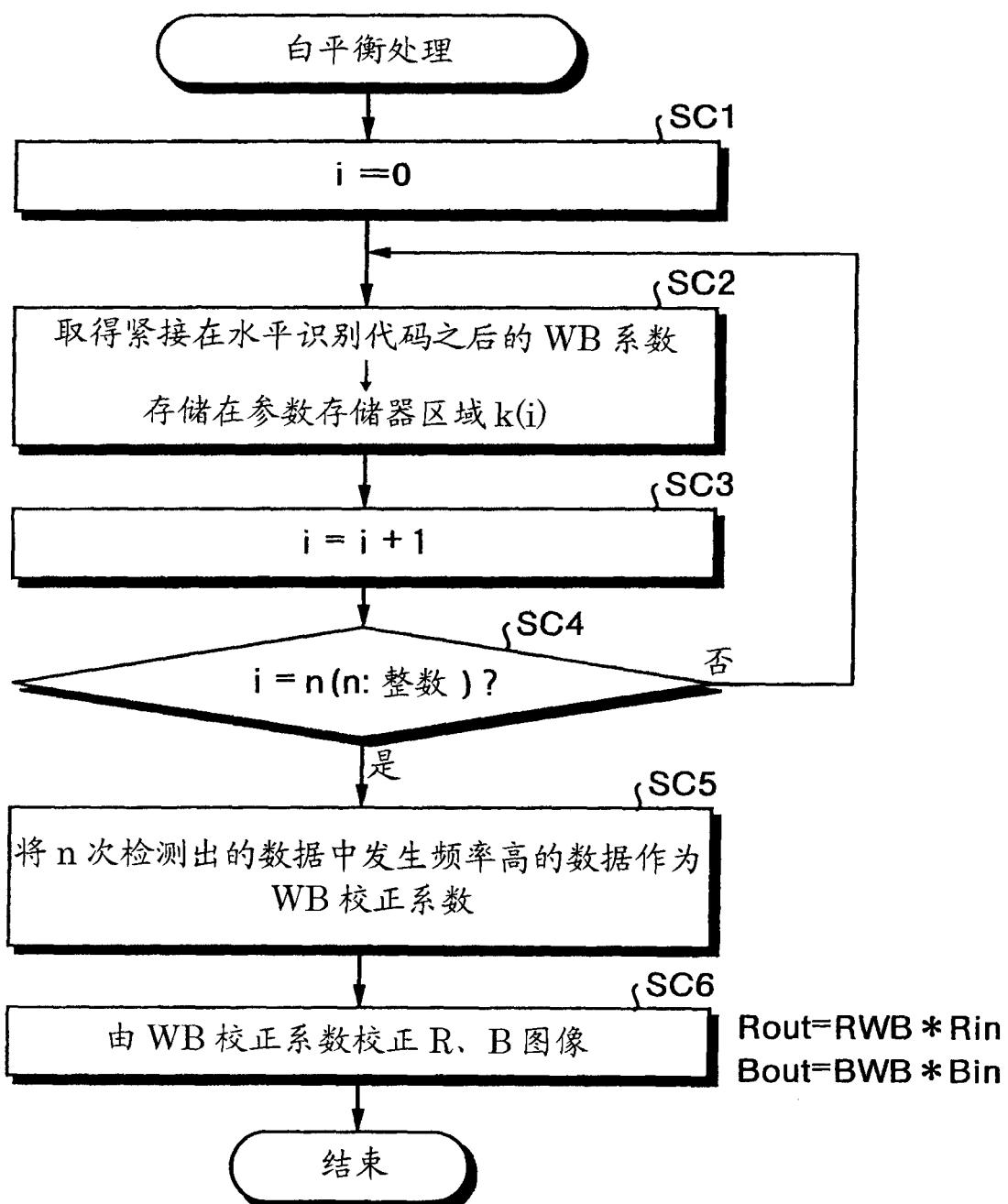


图 11

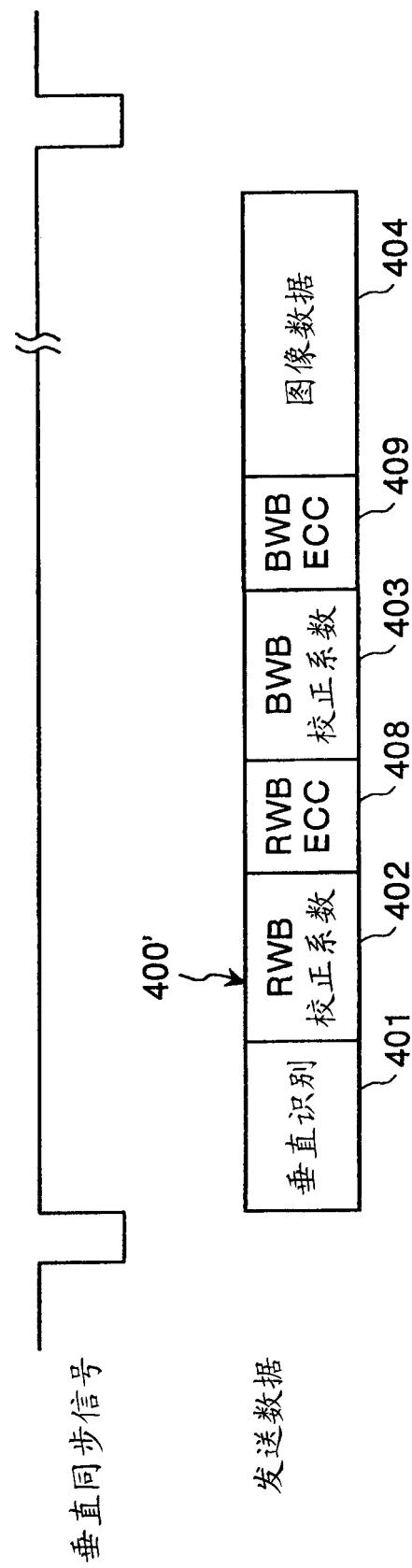


图 12

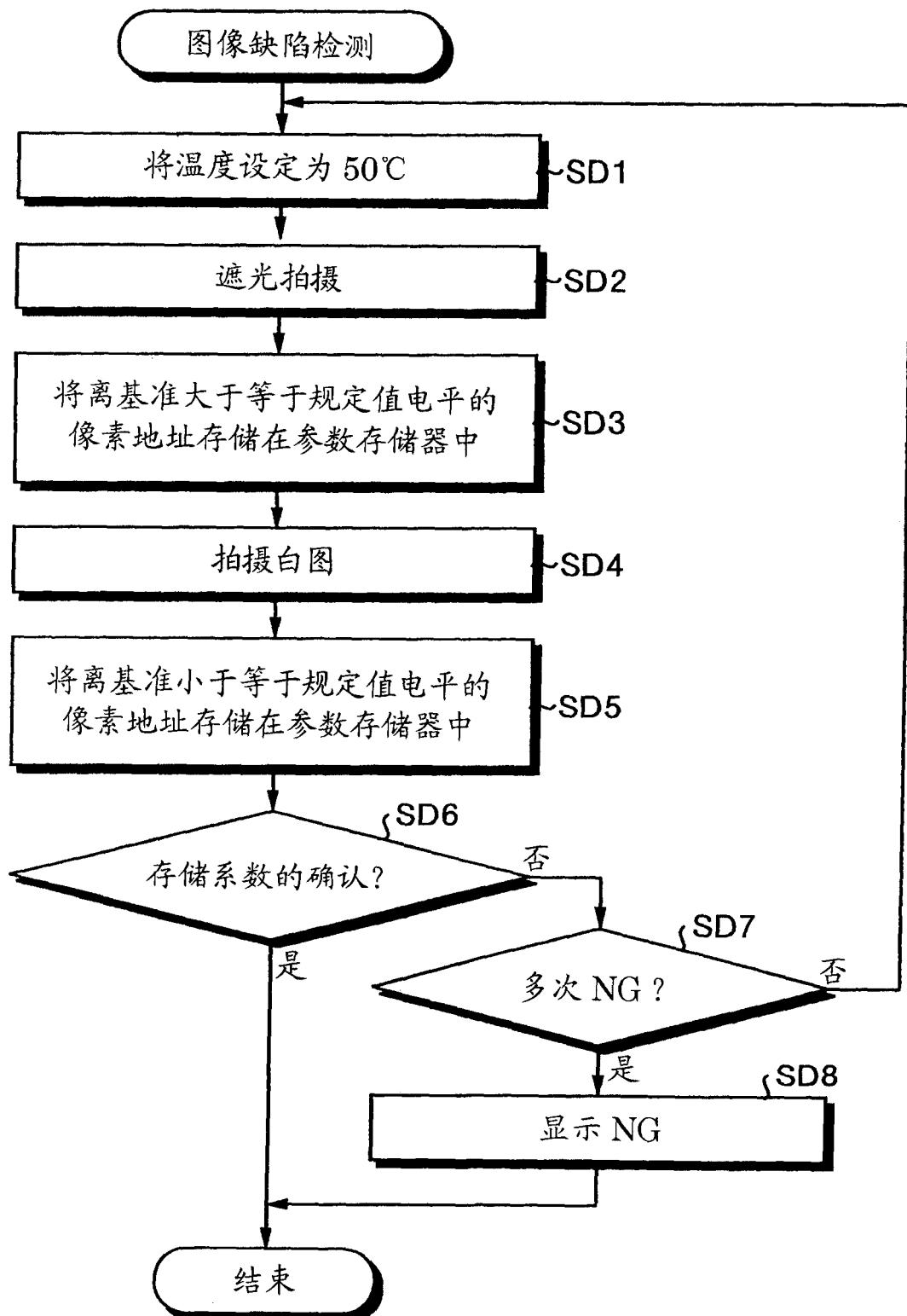


图 13

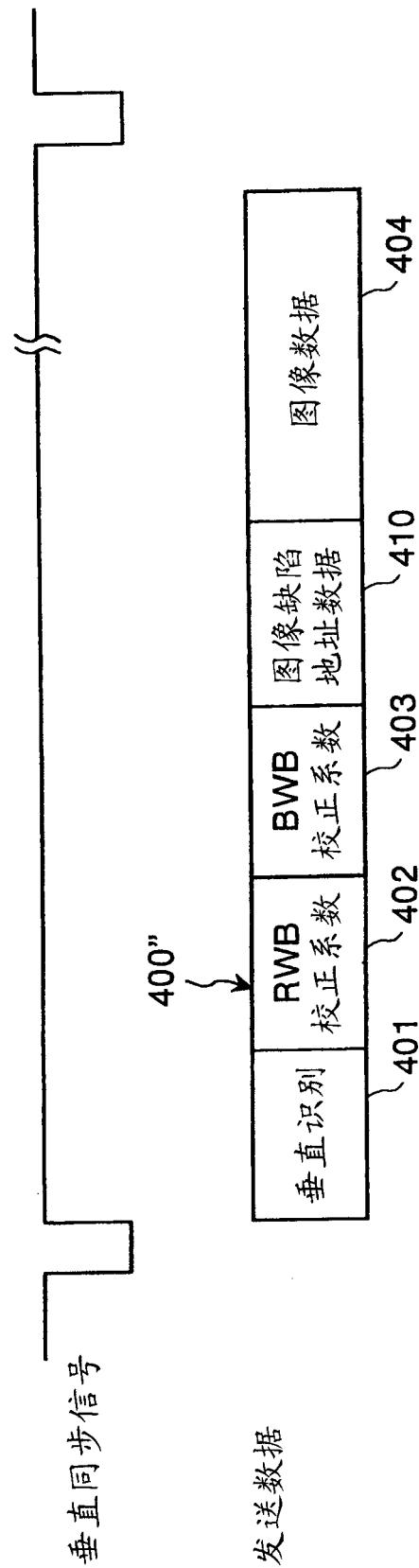


图 14

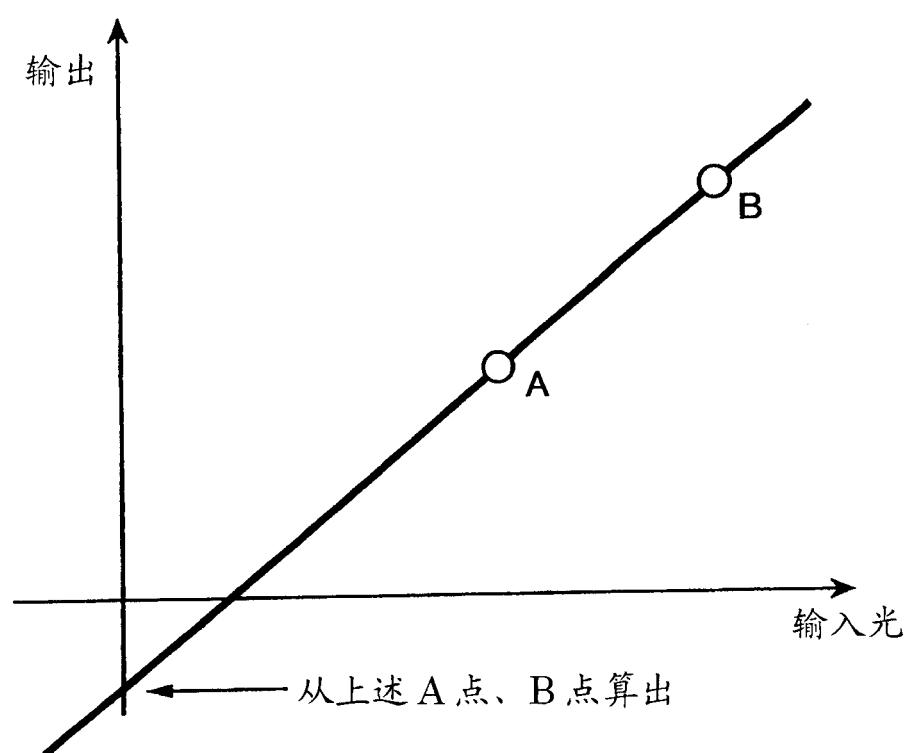


图 15

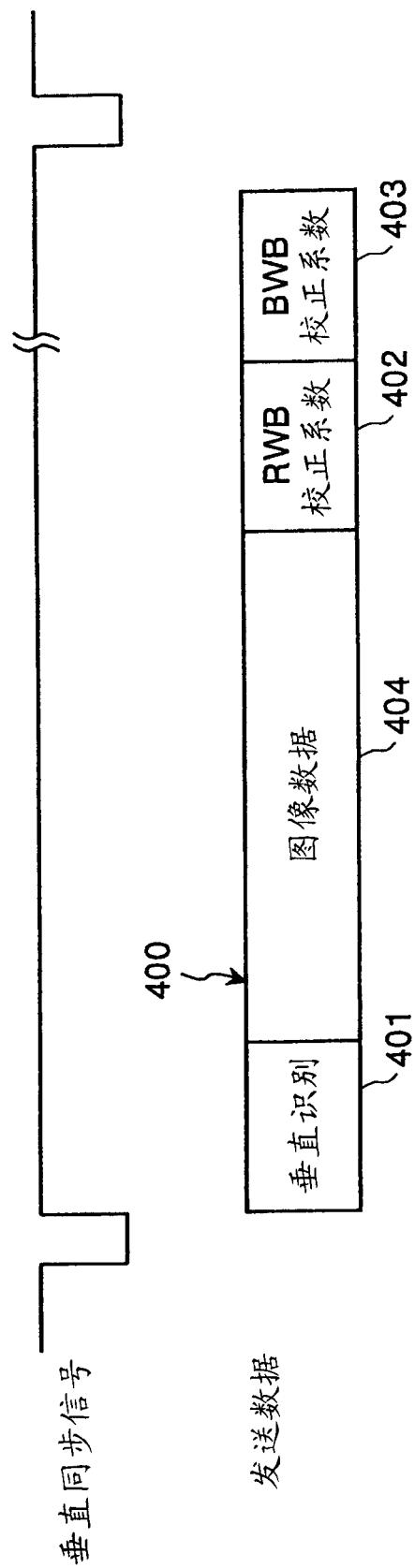


图 16

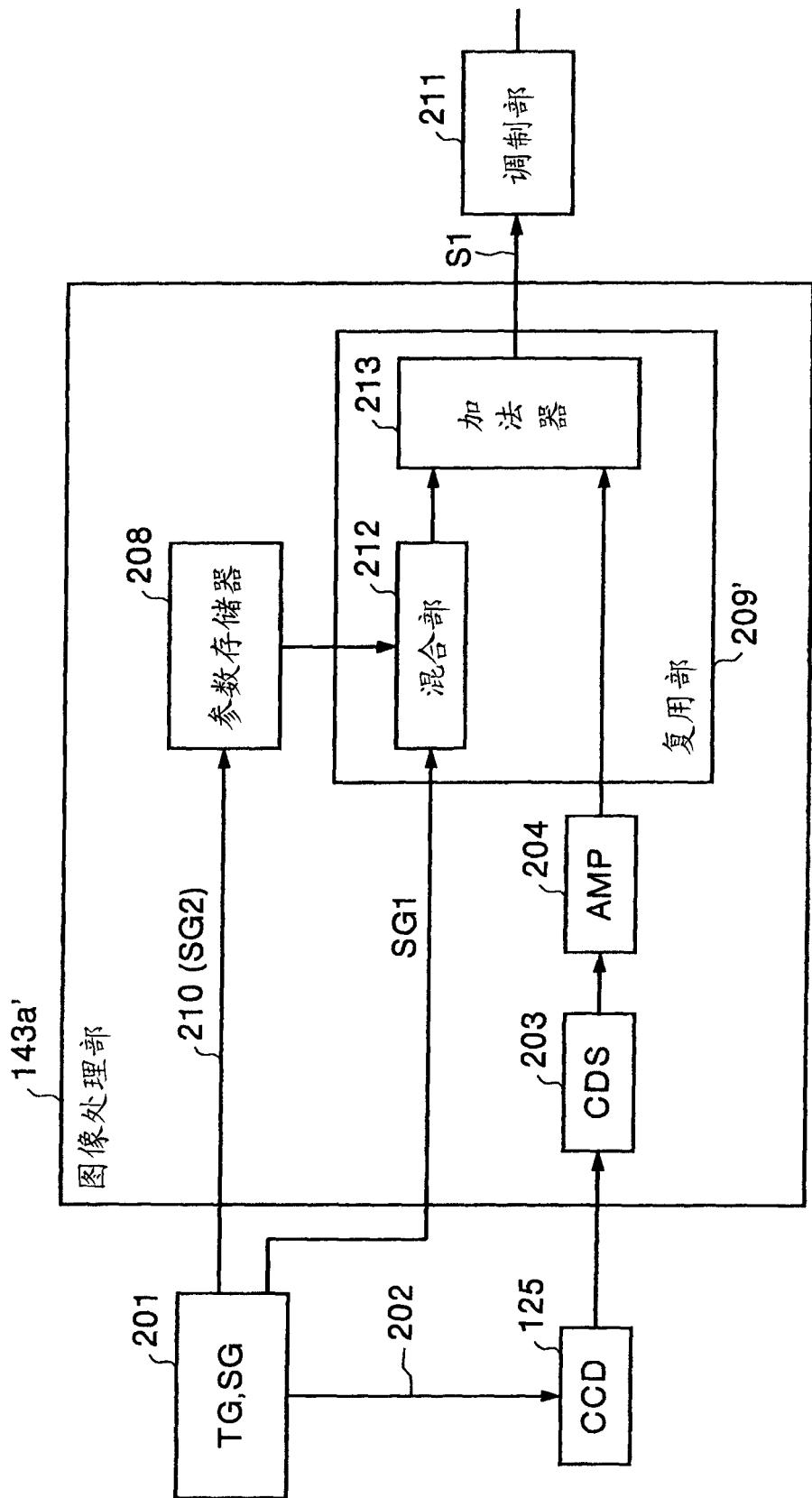


图 17

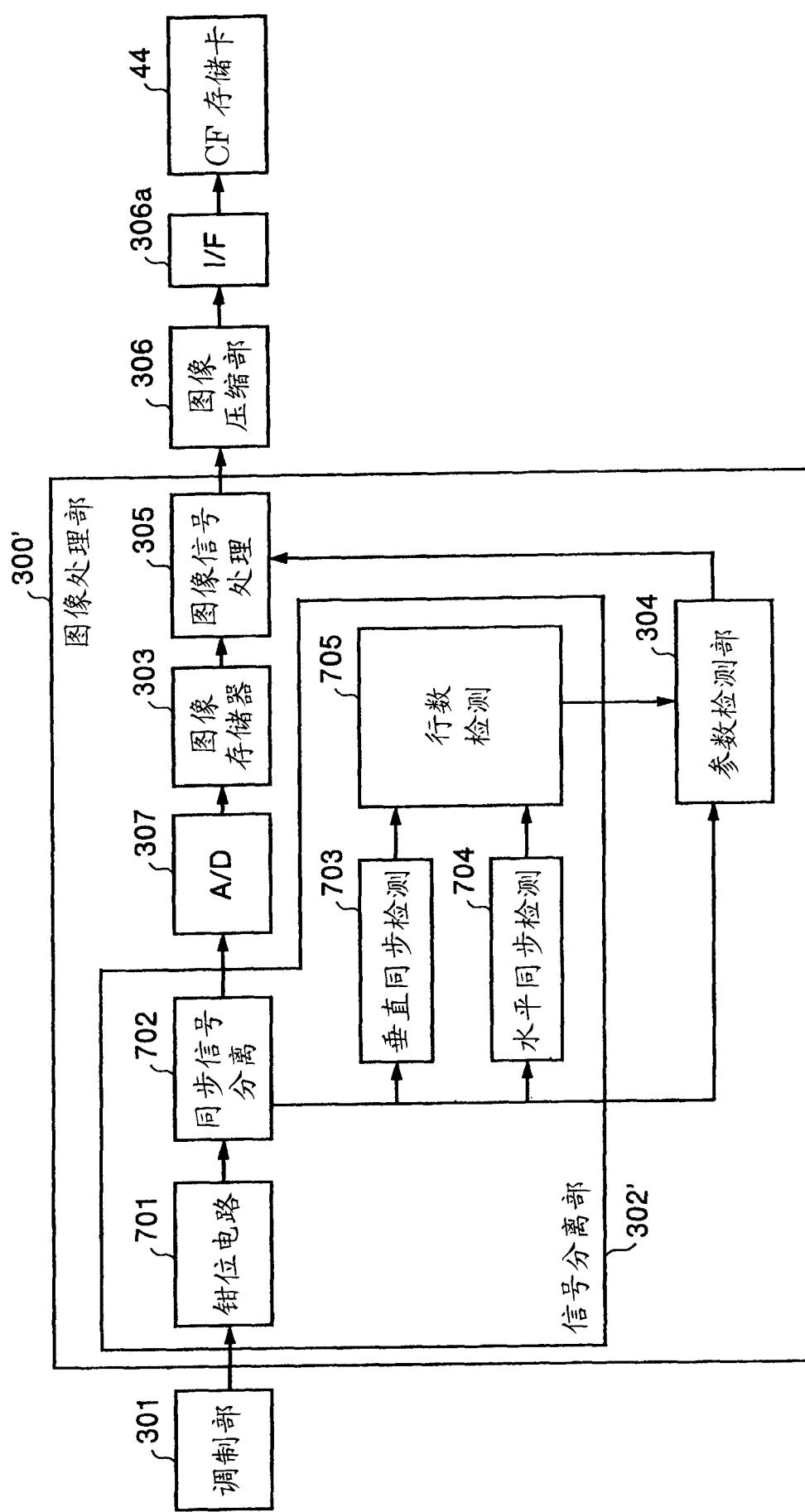


图 18

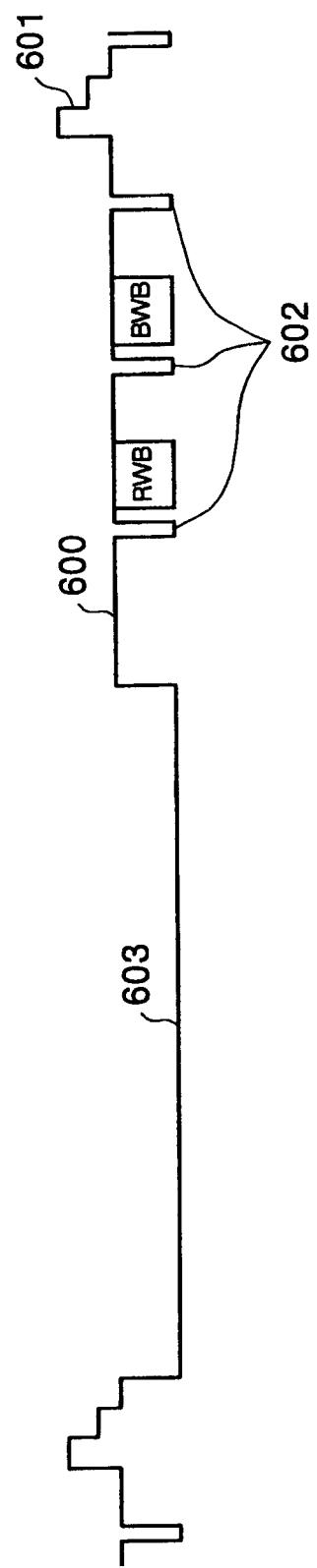


图 19

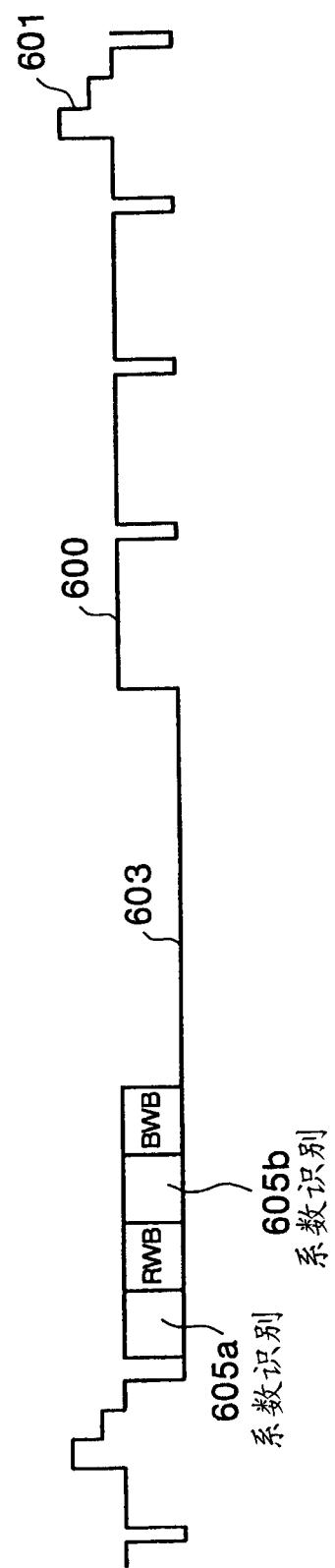


图 20

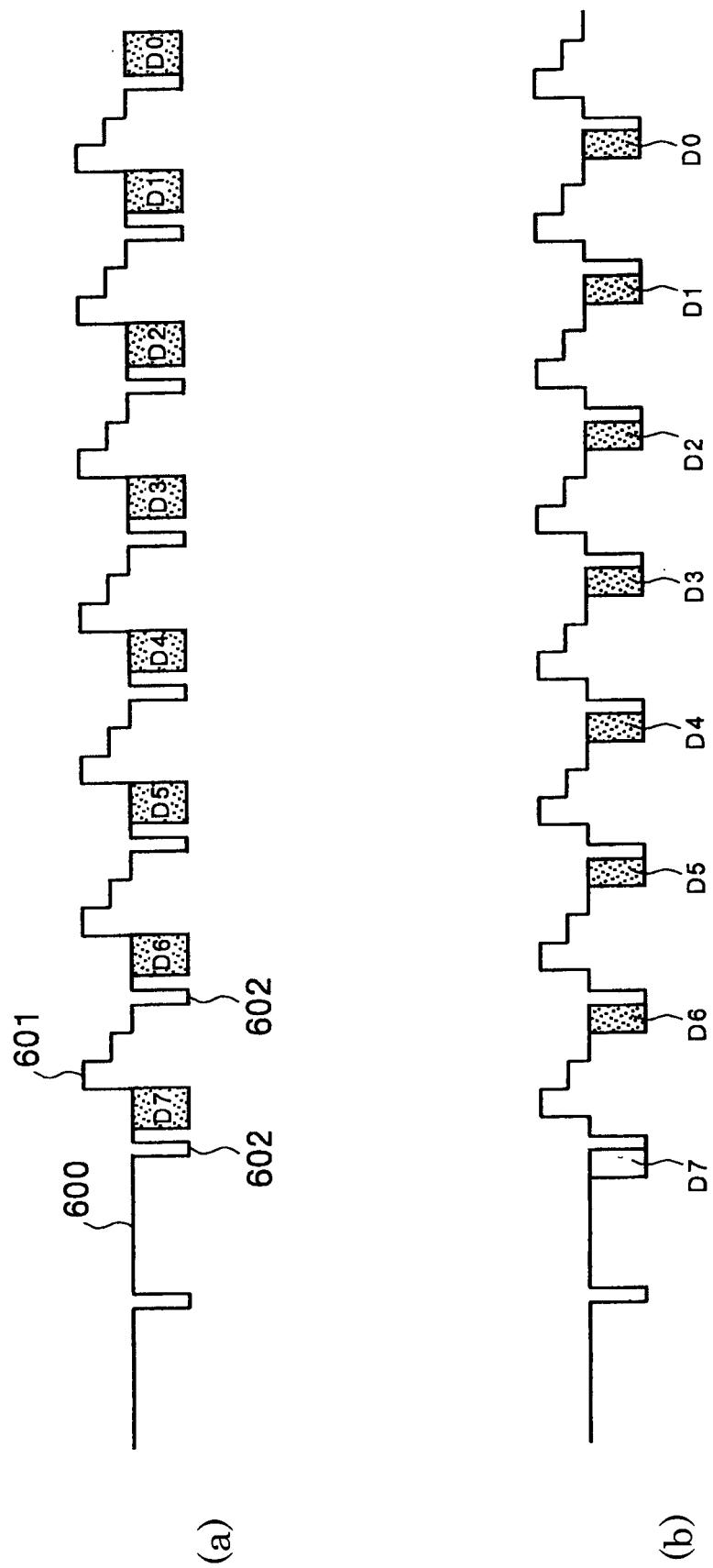


图 21

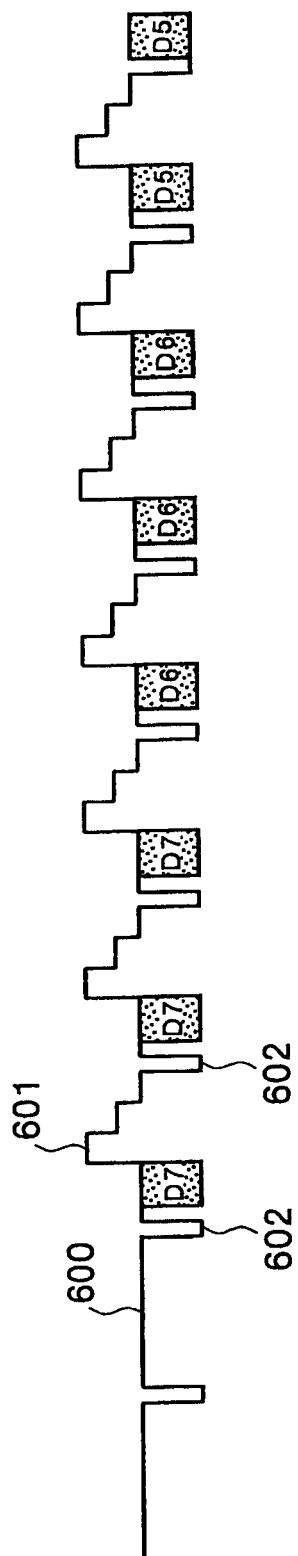


图 22

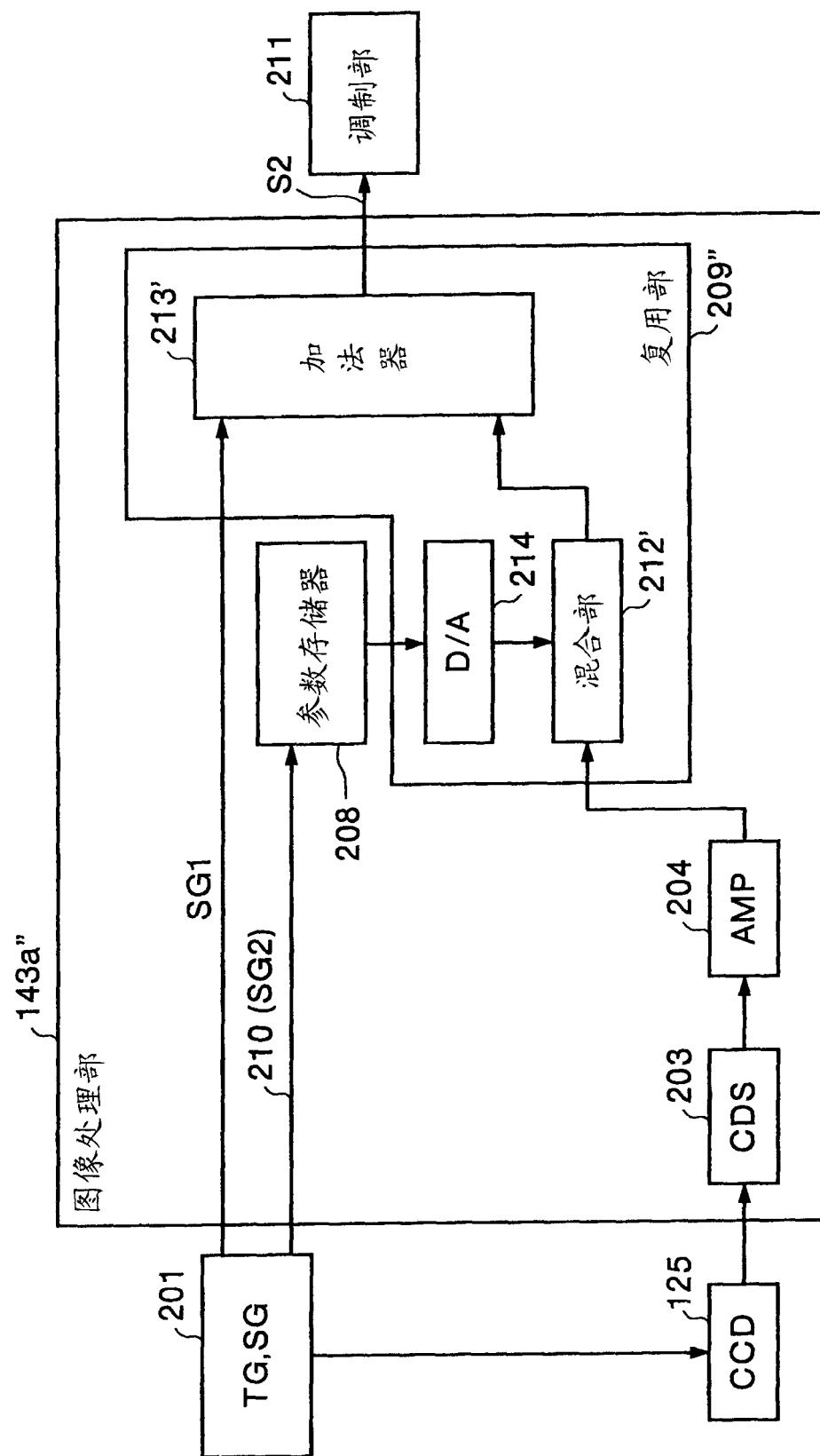


图 23

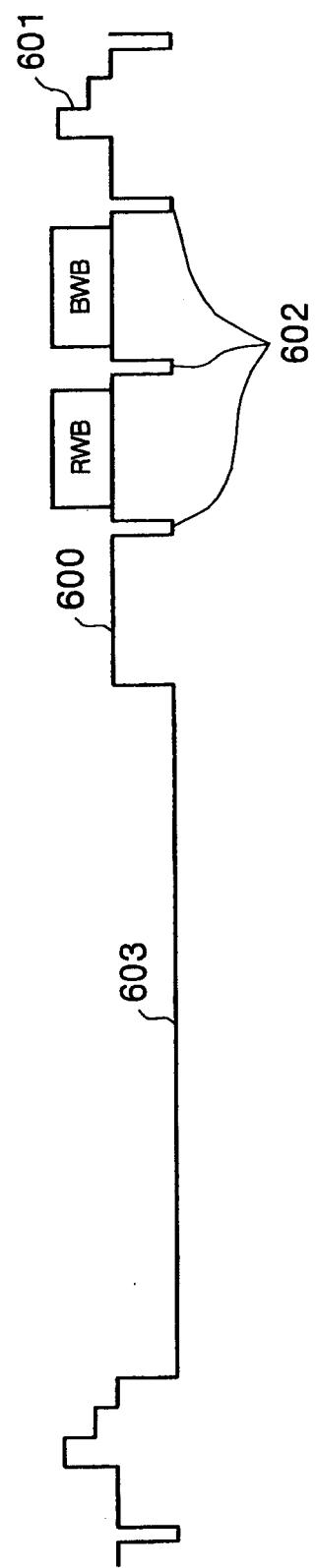


图 24

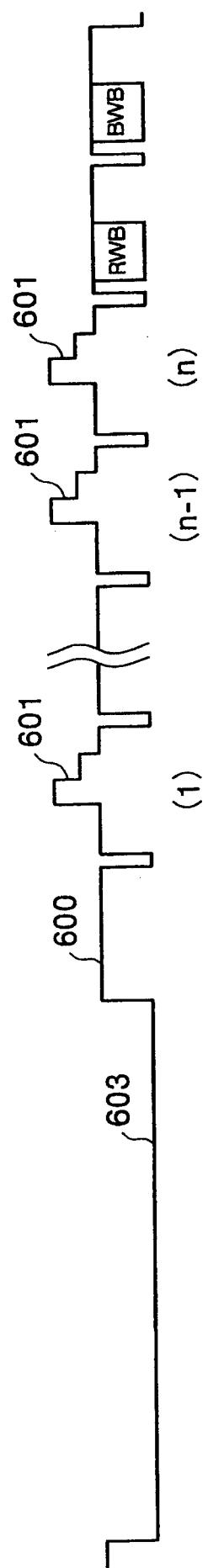


图 25

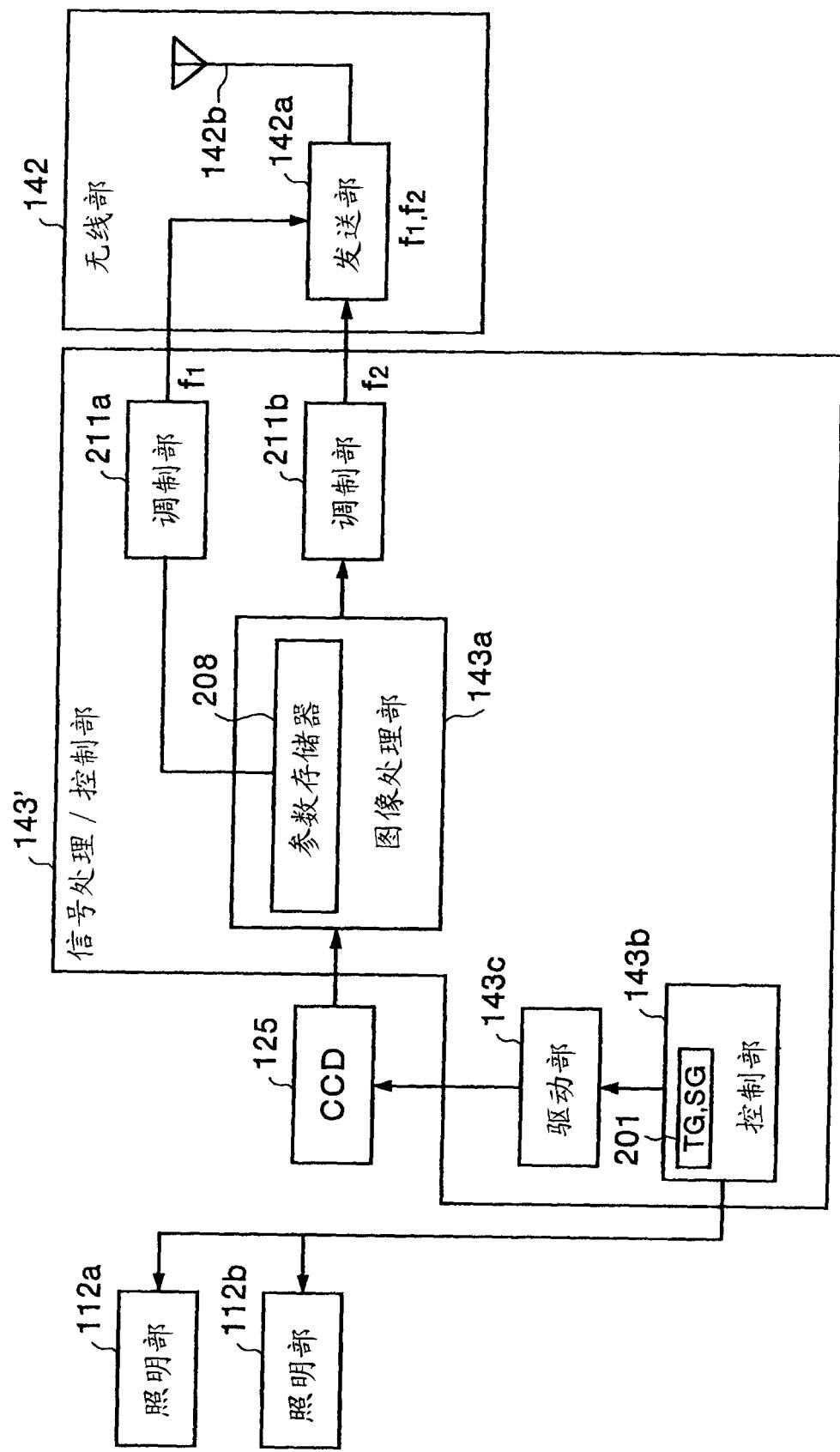


图 26

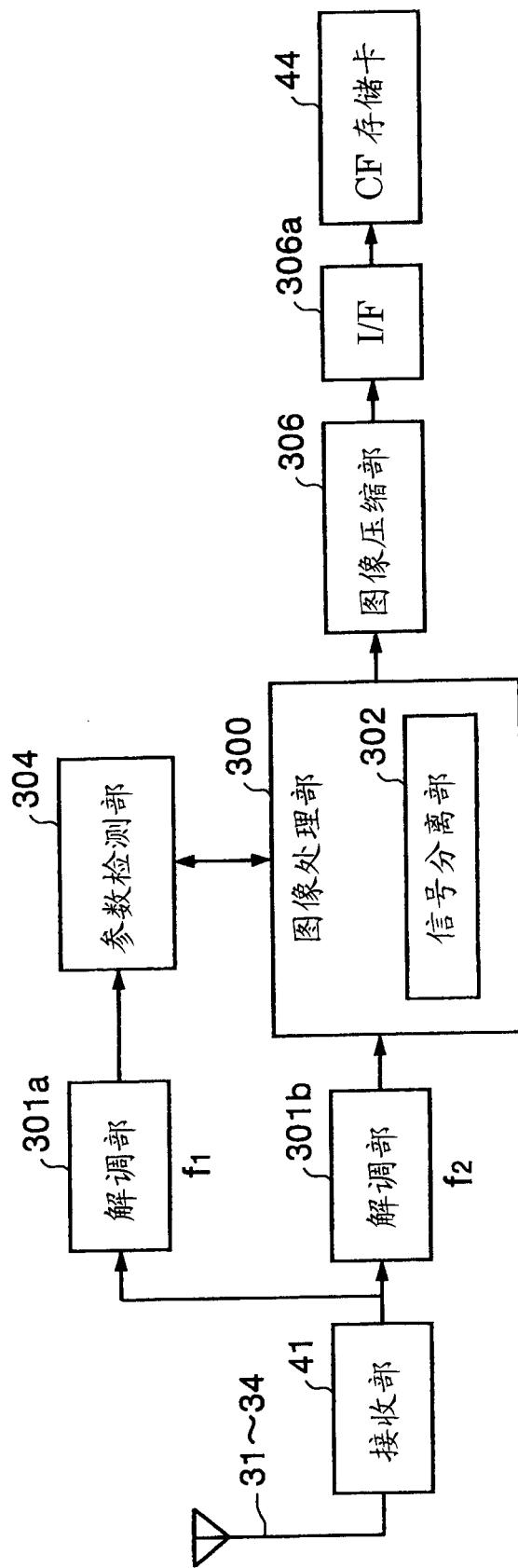


图 27

专利名称(译)	胶囊型内窥镜以及胶囊型内窥镜系统		
公开(公告)号	CN1809309A	公开(公告)日	2006-07-26
申请号	CN200480017572.5	申请日	2004-06-24
[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	森健 本多武道 木许诚一郎 重盛敏明 清水初男		
发明人	森健 本多武道 木许诚一郎 重盛敏明 清水初男		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/05 A61B5/00 H04L1/00 H04N5/225 H04N5/232		
CPC分类号	H04N5/2252 H04L1/004 H04N5/23203 A61B1/041 H04N2005/2255 A61B5/0031 H04N5/2256 H04N5/2253 A61B5/7232		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2003180138 2003-06-24 JP		
其他公开文献	CN1809309B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种关于摄像元件特有的信号处理的负荷少、且低功耗的胶囊型内窥镜。具备：存储部(208)，存储胶囊型内窥镜的摄像元件(125)特有的信号处理所需的信号处理用数据RWB、BWB；发送部(142)，发送存储在前述存储部中的前述信号处理用数据。前述信号处理用数据是在前述胶囊型内窥镜出厂前预先求出的值。前述信号处理用数据是以下数据中的任一个：白平衡系数的数据；前述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像数据；表示前述摄像元件的像素缺陷地址的数据；表示CMOS图像传感器的光电变换特性的偏移值的数据。前述发送部将前述信号处理用数据与由前述摄像元件拍摄的摄像数据一起进行发送。

