



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1809309 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 10

(21) 申请号 200480017572. 5

(22) 申请日 2004. 06. 24

(30) 优先权数据

180138/2003 2003. 06. 24 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2005. 12. 23

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2004/009267 2004. 06. 24

(87) PCT申请的公布数据

W02004/112593 JA 2004. 12. 29

(73) 专利权人 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(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 权鲜枝

(51) Int. Cl.

A61B 1/04 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2003/0028078 A1, 2003. 02. 06, 说明书第【0034】段至【0056】段、附图 1, 2a, 2b.

US 6371927 B1, 2002. 04. 16, 说明书第 6 栏第 34-57 行.

W0 01/35813 A1, 2001. 05. 25, 全文.

JP 特开 2000-232653 A, 2000. 08. 22, 全文.

JP 特开平 6-335449 A, 1994. 12. 06, 全文.

US 6100920 A, 2000. 08. 08, 全文.

审查员 高虹

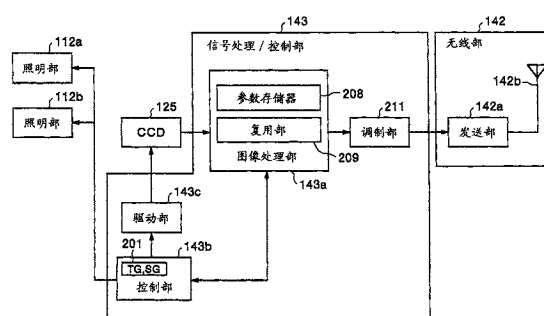
权利要求书 2 页 说明书 17 页 附图 25 页

(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),发送存储在所述存储部中的所述信号处理用数据。所述信号处理用数据是在所述胶囊型内窥镜出厂前预先求出的值。所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;所述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像数据;表示所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。所述发送部将所述信号处理用数据与由所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:

存储部,存储对从胶囊型内窥镜的摄像元件输出的图像数据进行校正的信号处理所需的、前述摄像元件特有的信号处理用数据;

发送部,发送存储在前述存储部中的前述信号处理用数据;

其中前述特有的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、前述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像的数据、表示前述摄像元件的像素缺陷地址的数据或者表示前述摄像元件的光电变换特性的偏移值的数据。

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。

4. 根据权利要求3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包含前述信号处理用数据的至少一部分进行发送。

5. 根据权利要求4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。

6. 根据权利要求4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。

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前述信号处理用数据的错误更正代码一起进行发送。

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。

9. 一种胶囊型内窥镜系统,具备:

胶囊型内窥镜,该胶囊型内窥镜具有:存储部,存储对从胶囊型内窥镜的摄像元件输出的图像数据进行校正的信号处理所需的、前述摄像元件特有的信号处理用数据;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,

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;

其中前述特有的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、前述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像的数据、表示前述摄像元件的像素缺陷地址的数据或者表示前述摄像元件的光电变换特性的偏移值的数据。

10. 根据权利要求9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的值。

11. 根据权利要求9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。

12. 根据权利要求 11 所述的胶囊型内窥镜系统,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包含前述信号处理用数据的至少一部分进行发送。
13. 根据权利要求 12 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。
14. 根据权利要求 12 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最后端。
15. 根据权利要求 9 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前述信号处理用数据的错误更正代码一起进行发送。
16. 根据权利要求 15 所述的胶囊型内窥镜系统,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。

胶囊型内窥镜以及胶囊型内窥镜系统

技术领域

[0001] 该发明涉及一种胶囊型内窥镜以及胶囊型内窥镜系统。

背景技术

[0002] 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。

[0003] 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。

[0004] 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。

[0005] 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。

[0006] 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

[0007] 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,存储对从胶囊型内窥镜的摄像元件输出的图像数据进行校正的信号处理所需的、前述摄像元件特有的信号处理用数据;发送部,发送存储在前述存储部中的前述信号处理用数据;其中前述特有的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、前述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像的数据、表示前述摄像元件的像素缺陷地址的数据或者表示前述摄像元件的光电变换特性的偏移值的数据。

[0008] 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。

[0009] 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。

[0010] 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。

[0011] 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末端侧。

[0012] 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。

[0013] 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。

[0014] 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。

[0015] 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,存储对从胶囊型内窥镜的摄像元件输出的图像数据进行校正的信号处理所需的、前述摄像元件特有的信号处理用数据;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;其中前述特有的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、前述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像的数据、表示前述摄像元件的像素缺陷地址的数据或者表示前述摄像元件的光电变换特性的偏移值的数据。

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 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。

[0023] 附图说明

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 图 19 是表示来自图 17 的复用部的输出信号的波形图。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 图 24 是表示来自图 23 的复用部的输出信号的图。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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

[0051] 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。

[0052] 第一实施方式

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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,但是并不限定于此。例如也可以使用充电式电池、发电式电池等。

[0061] 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。

[0062] 在本实施方式中,在无线基板 141 上设置有用与外部进行无线通信的无线部 142,通过无线部 142 根据需要进行通信。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。

[0063] 在摄像基板 124 上设置有用与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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 控制部 143b, 进行控制使驱动 CCD 125 的定时和照明部 112a、112b 发光的定时同步, 并且, 控制 CCD 125 的拍摄张数。

[0068] 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。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 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 34 的接收强度, 可以检测胶囊型内窥镜 10 的体腔内的位置。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 解调部 301 对来自接收部 41 的输出进行解调。

[0075] 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。

[0076] 图像压缩部 306, 对由图像处理部 300 进行了白平衡处理的图像数据进行压缩。

[0077] 卡接口 306a, 具有作为在大容量存储器 C F 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。

[0078] 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。

[0079] 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)。

[0080] 如图 2 所示, 计算机 5 进行 C F 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 当结束利用胶囊型内窥镜 10 的被检查者 2 的观察(检查)时,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。

[0085] 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换为数字信号(数字传送),并输出到调制部 211。

[0086] 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。

[0087] 时序产生器以及同步产生器 201,以规定的定时对 CCD125,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。

[0088] 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 进行放大后,由 A/D 部 205 进行 AD 转换,送到复用部 209。

[0089] 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,以将各白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。

[0090] 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。

[0091] 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,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。

[0092] 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。

[0093] 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。

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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 的共有的数据,存储在图像信号处理部 305 中即可。

[0097] 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。

[0098] 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。

[0099] 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。

[0100] 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。

[0101] 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。

[0102] 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。

[0103] 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。

[0104] 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。

[0105] 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。

[0106] 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。

[0107] 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。

[0108] 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)。

[0109] 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。

[0110] 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。

[0111] 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。

[0112] 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。

[0113] 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 SB8)。

[0114] 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、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)。

[0115] 此外, 在上述中, 各发送单位 405 包含有 R 或者 B 的校正系数 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。

[0116] 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。

[0117] 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 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。

[0118] 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。

[0119] 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。

[0120] 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。

[0121] 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。

[0122] 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。

[0123] 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。

[0124] 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。

[0125] 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等下, 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。

[0126] 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 所示的发送单位 405, 进行按照图 9 所示的流程图的动作的情形。

[0127] 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。

[0128] 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)。

[0129] 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。

[0130] 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”)。

[0131] 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。

[0132] 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 R_{in} 乘以白平衡系数 RWB 而得到的值 R_{out} 是白平衡处理结果。对于 B 像素,输入的数据 B_{in} 乘以白平衡系数 BWB 而得到的值 B_{out} 是白平衡处理结果。

[0133] 根据上述的第一实施方式,可起到以下的效果。

[0134] 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。

[0135] 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 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。

[0136] 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,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。

[0137] 接着,对上述第一实施方式的变形例进行说明。

[0138] 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)、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。

[0139] 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 G_r 和成为 B 的基准的常数 G_b 。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。

[0140] 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 R_{in} 上乘以 (G_r/R_{data}) 而得到的值 R_{out} ,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 B_{in} 上乘以 (G_b/B_{data}) 而得到的值 B_{out} ,是白平衡

处理结果。

[0141] 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。

[0142] 接着,参照图 12 说明上述第一实施方式的第二变形例。

[0143] 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。

[0144] 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。

[0145] 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 403。

[0146] 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。

[0147] 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。

[0148] 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。

[0149] 第二实施方式

[0150] 接着,参照图 13 以及图 14 说明第二实施方式。

[0151] 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。

[0152] 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。

[0153] 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。

[0154] 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。

[0155] 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)。

[0156] 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。

[0157] 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。

[0158] 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。

[0159] 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。

[0160] 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。

[0161] 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。

[0162] 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。

[0163] 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。

[0164] 根据上述第二实施方式,可进行 CCD125 的像素缺陷校正。

[0165] 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。

[0166] 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。

[0167] 第三实施方式

[0168] 接着,说明第三实施方式。

[0169] 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。

[0170] 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。

[0171] 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胶囊型内窥镜 10 的参数存储器 208 中的状态而出厂。

[0172] 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的光电变换特性的偏移值求出。

[0173] 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。

[0174] 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。

[0175] 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。

[0176] 第四实施方式

[0177] 接着,说明第四实施方式。

[0178] 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。

[0179] 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。

[0180] 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。

[0181] 如上所述,当模拟传送时,使从时序产生器以及同步产生器 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。

[0182] 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。

[0183] 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 601 靠左侧)。

[0184] 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 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)。

[0185] 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)。

[0186] 另外,在图 20 中,紧接在各白平衡系数 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白平衡系数 RWB、BWB 紧接的前面。

[0187] 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。

[0188] 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。

[0189] 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 BWB。

[0190] 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。

[0191] 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。

[0192] 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 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。

[0193] 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。

[0194] 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。

[0195] 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。

[0196] 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。

[0197] 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。

[0198] 接着,参照图 23 以及图 24,说明第四实施方式的变形例。

[0199] 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 转换为模拟信号后,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。

[0200] 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。

[0201] 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。

[0202] 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。

[0203] 第五实施方式

[0204] 接着,参照图 26 以及图 27,说明第五实施方式。

[0205] 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。

[0206] 在第五实施方式中,与上述第一实施方式不同,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,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。

[0207] 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。

[0208] 调制部 211a,由载波频率 f_1 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 f_2 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 f_1 、 f_2 的调制信号。

[0209] 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。

[0210] 在解调部 301a 中,载波频率 f_1 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。

[0211] 在解调部 301b 中,载波频率 f_2 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。

[0212] 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。

[0213] 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。

[0214] 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。

[0215] 产业上的可利用性

[0216] 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胶囊内窥镜系统。

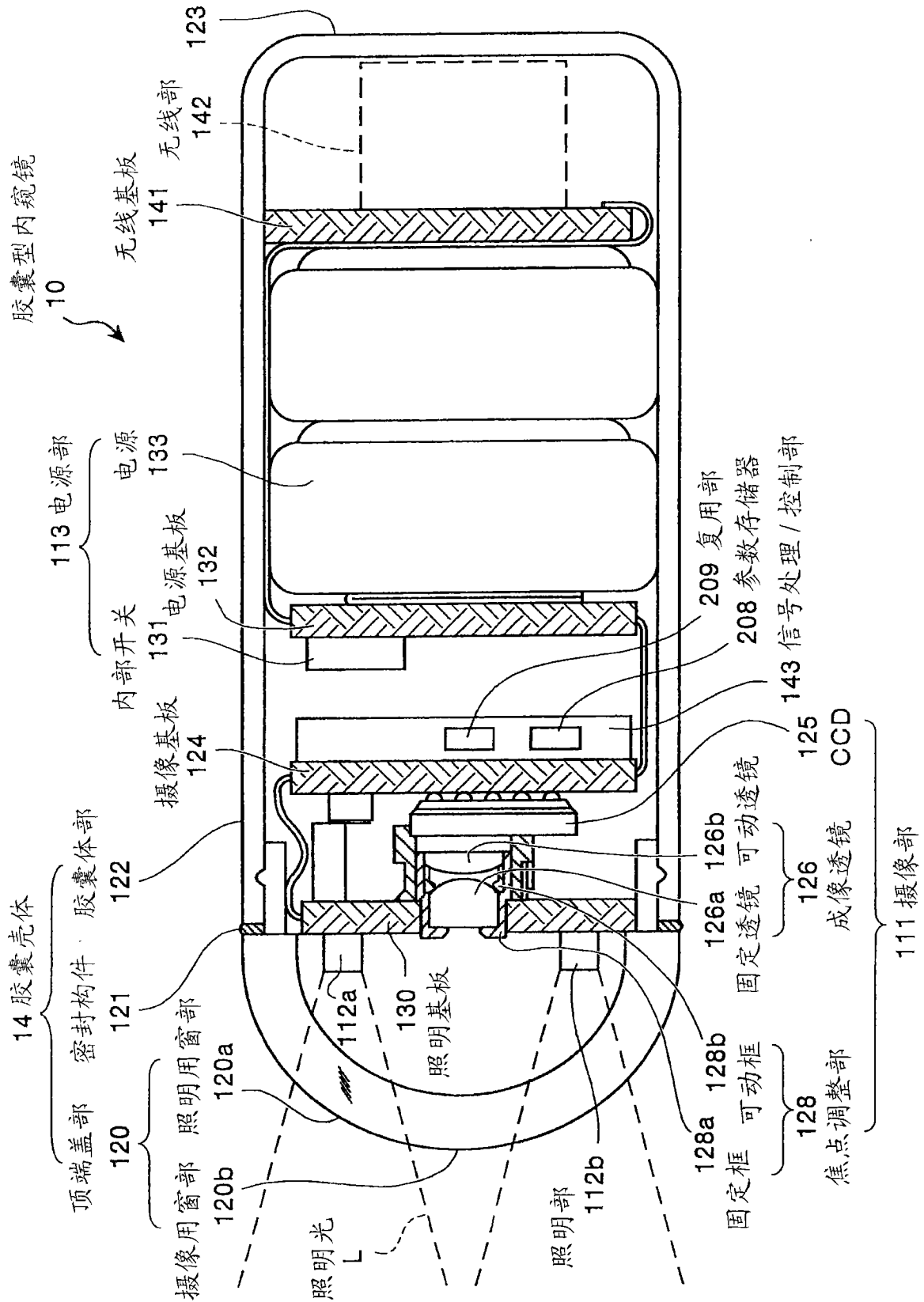


图 1

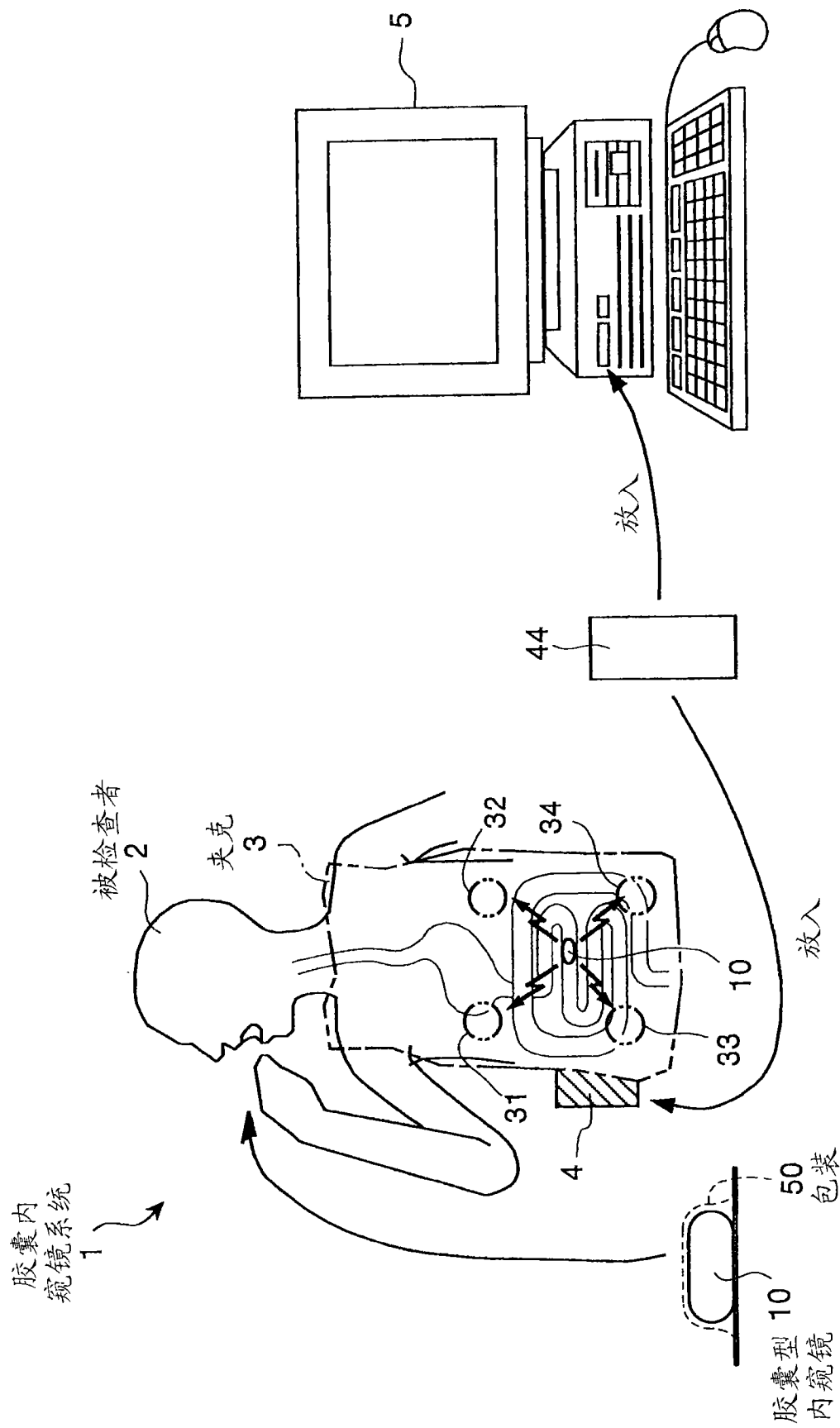


图 2

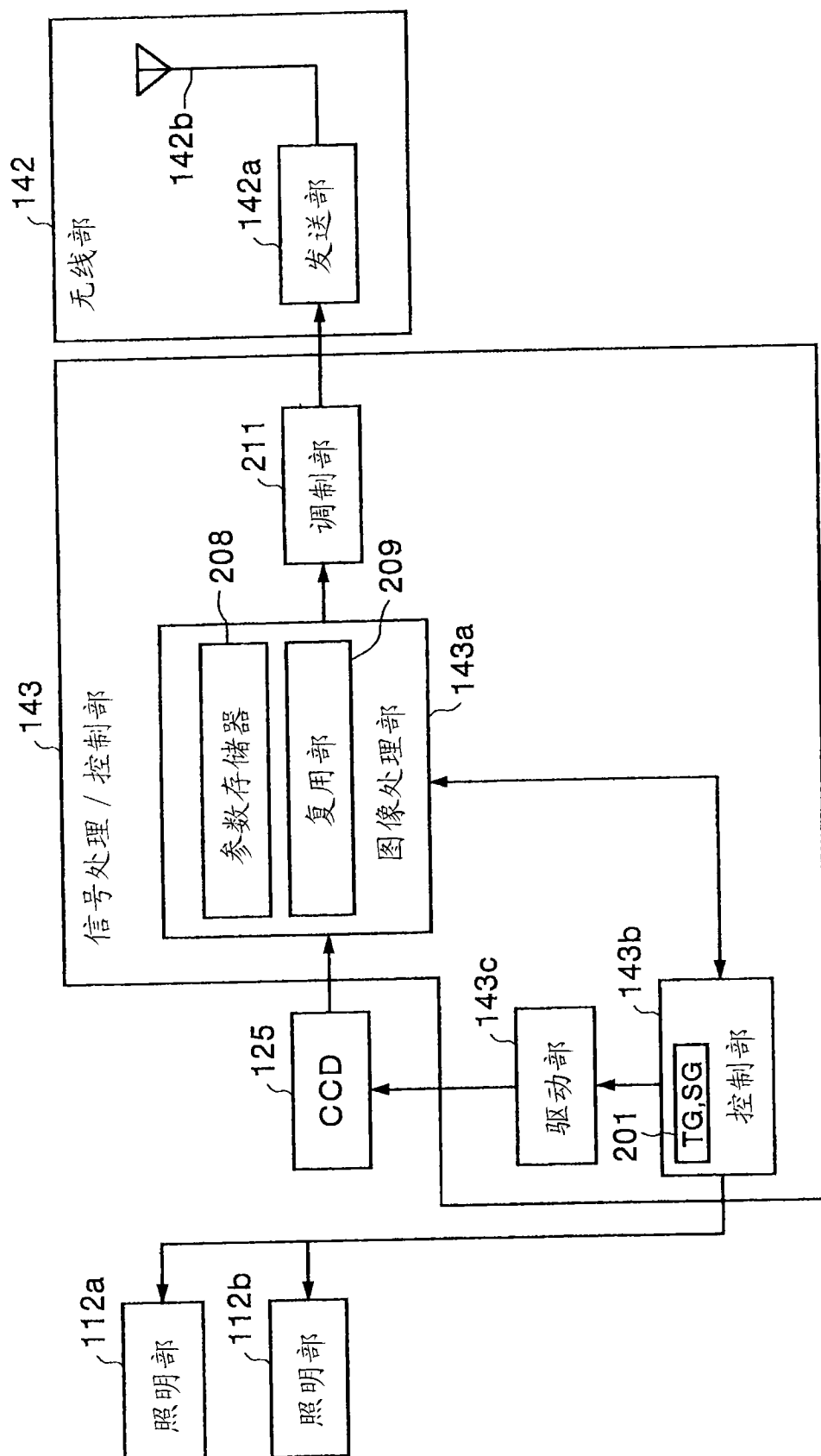


图 3

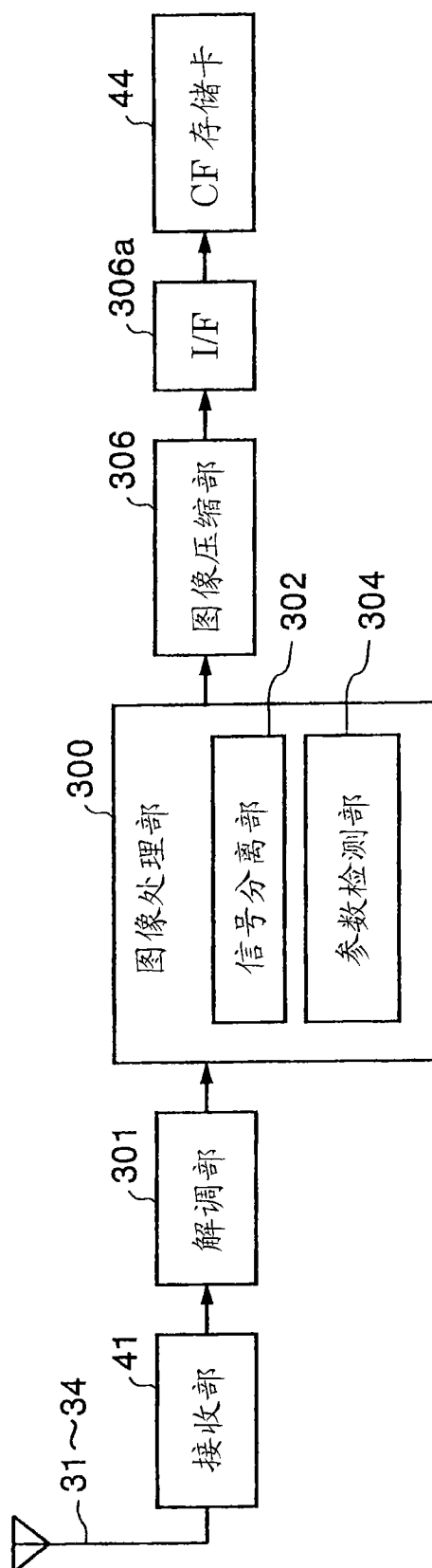


图 4

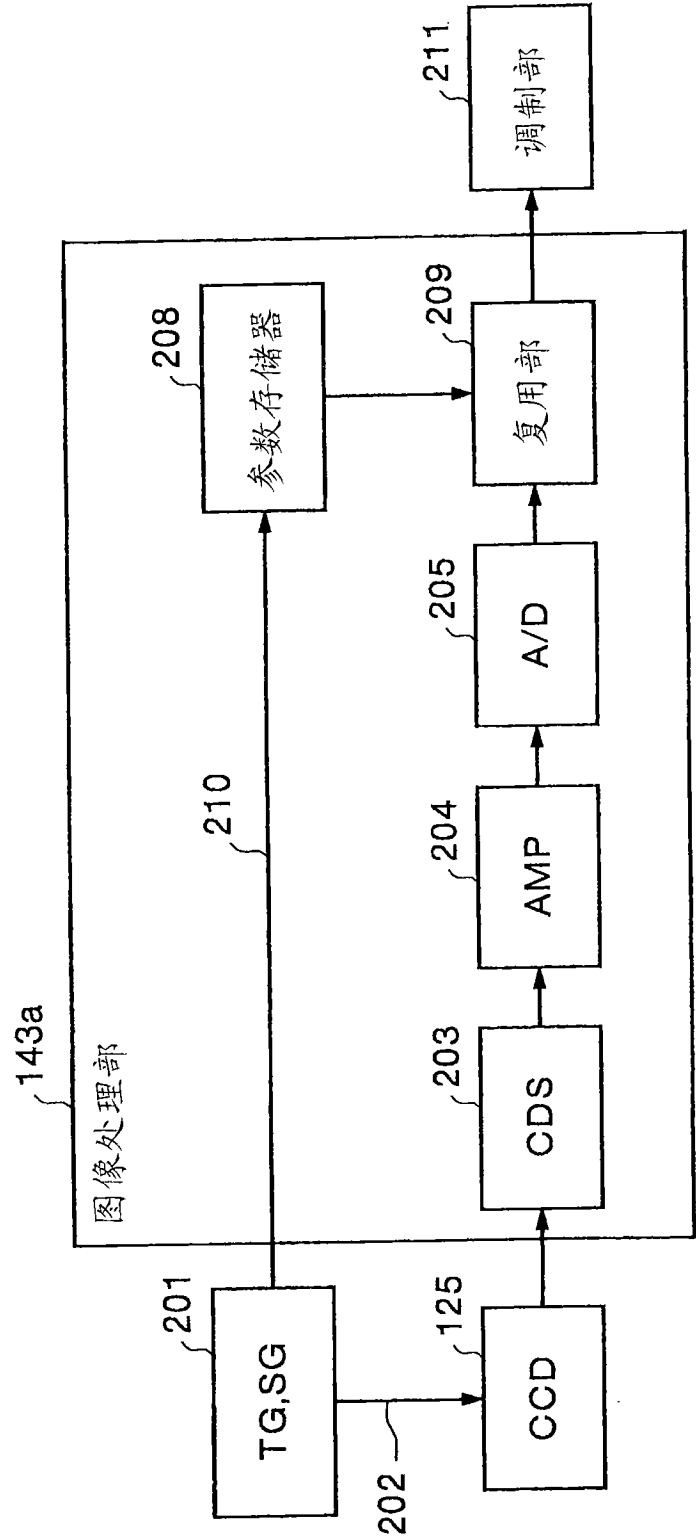


图 5

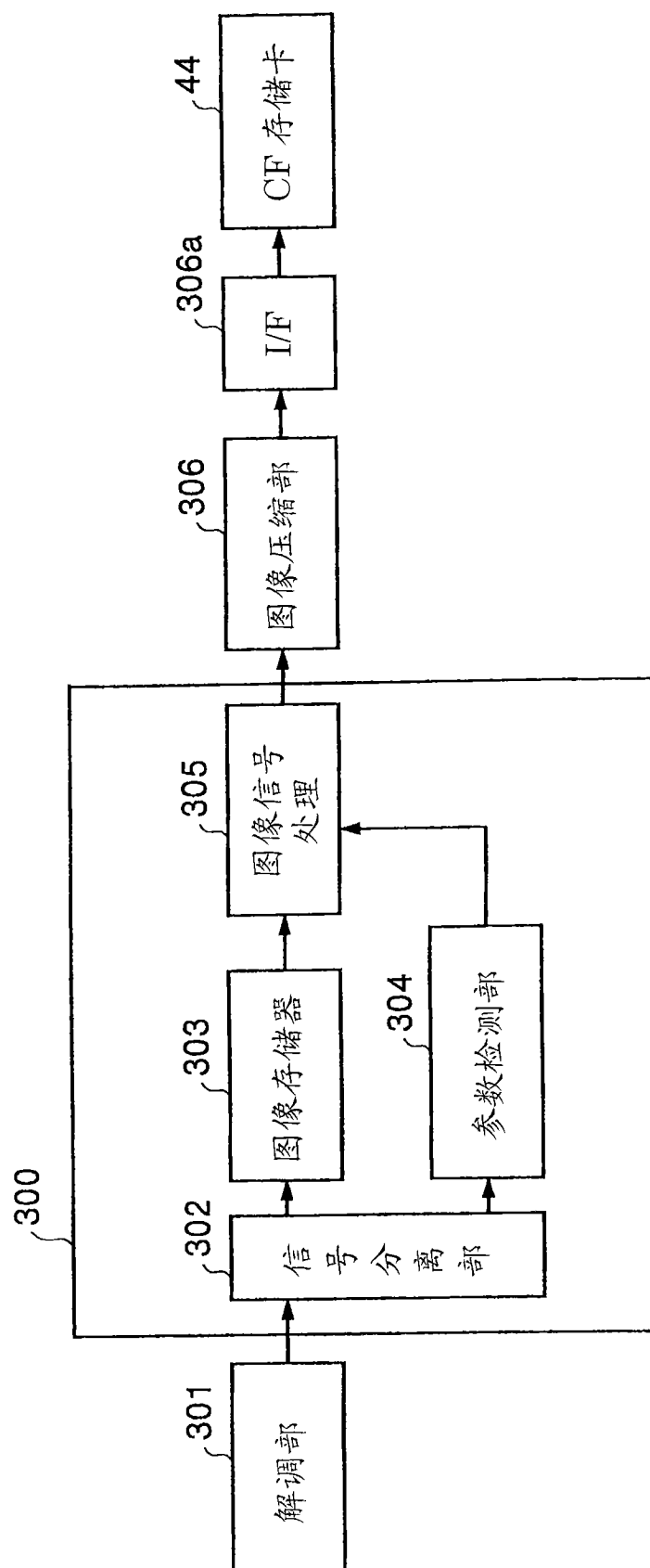


图 6

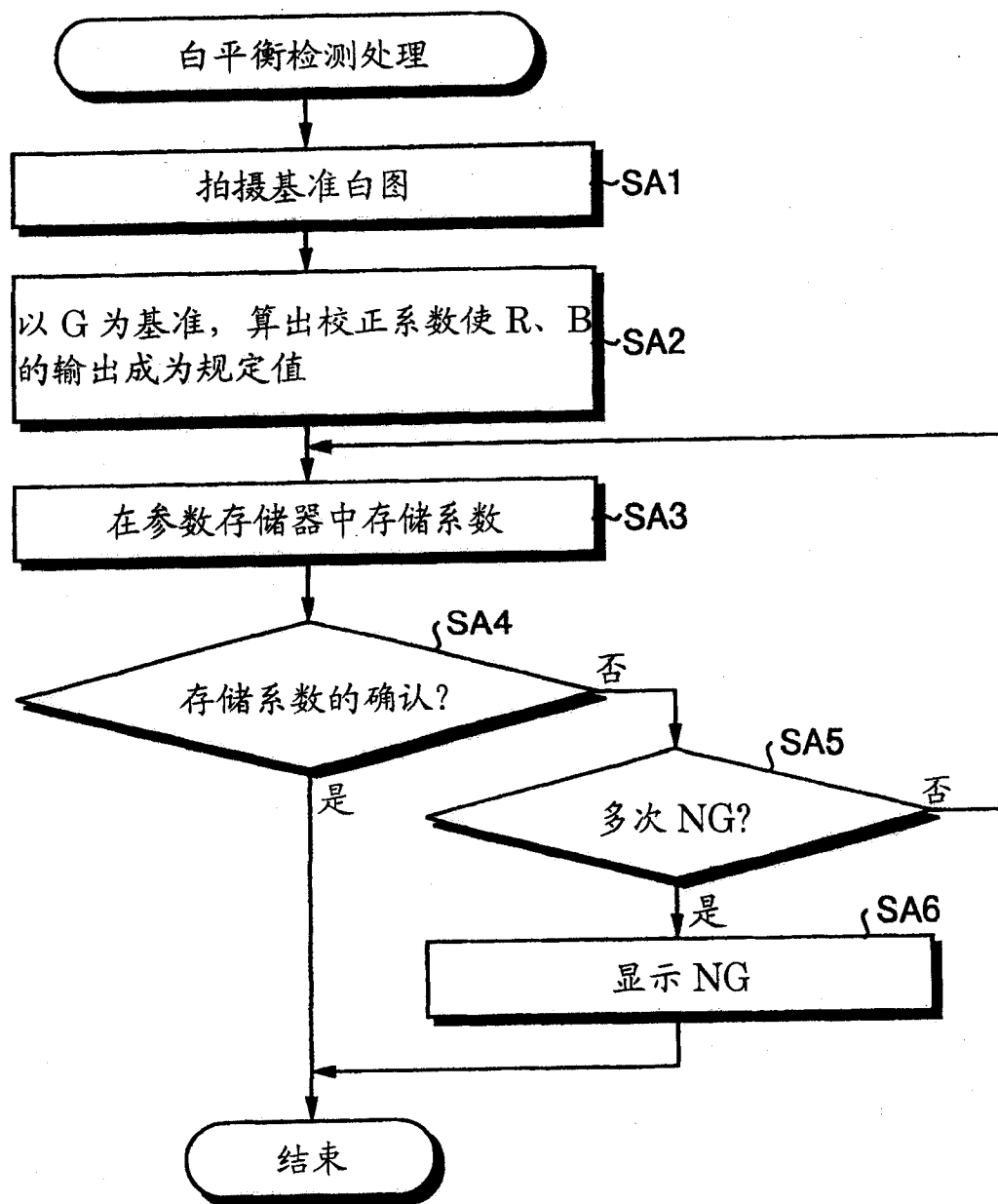


图 7

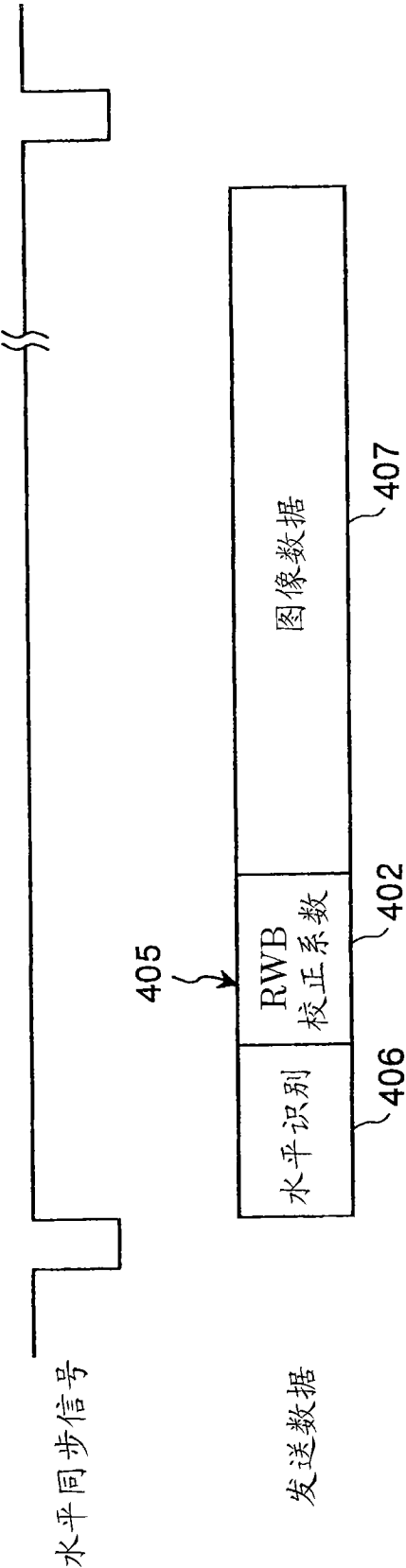


图 8

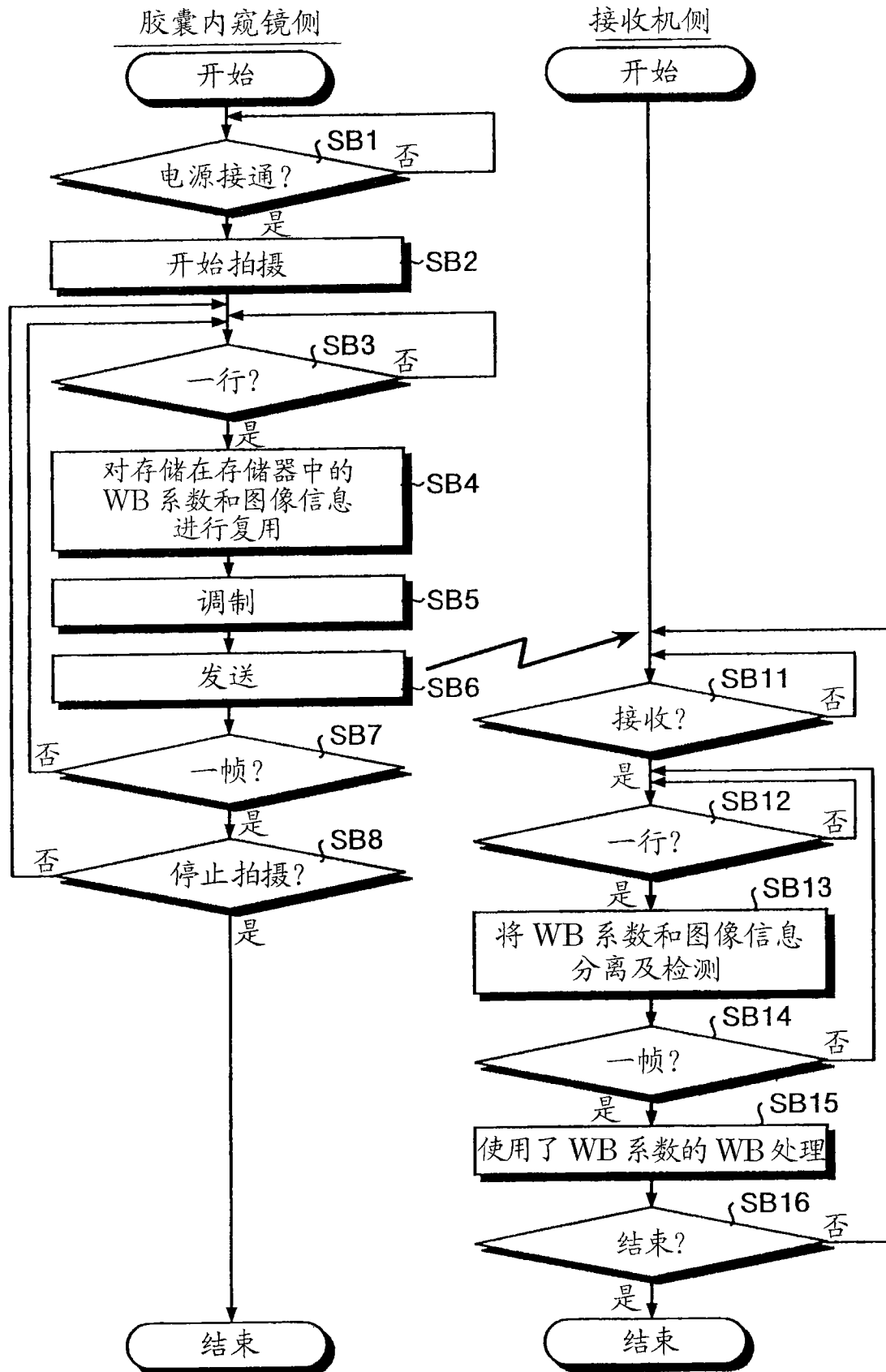


图 9

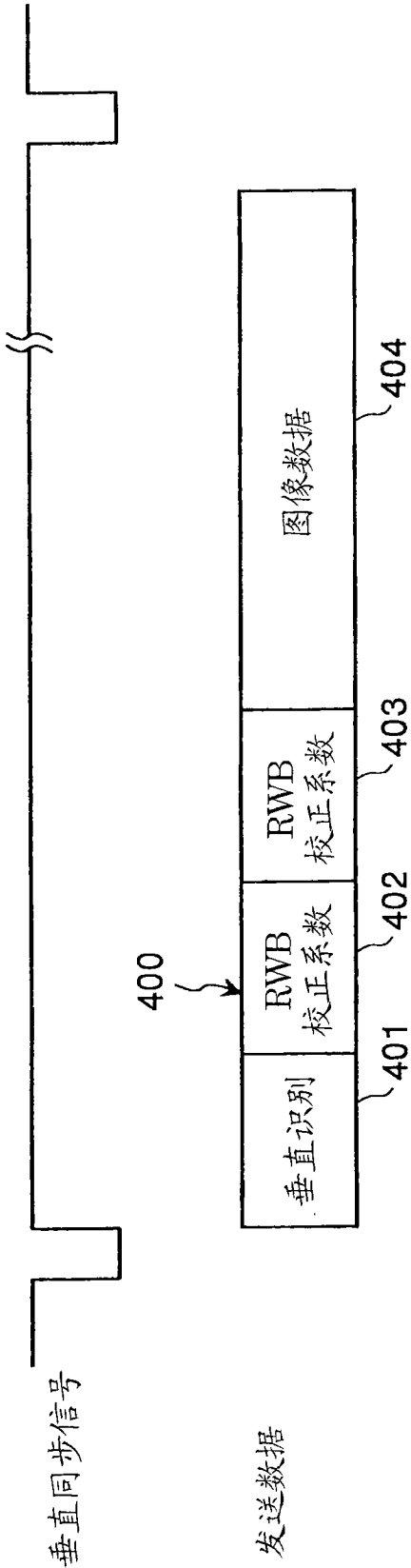


图 10

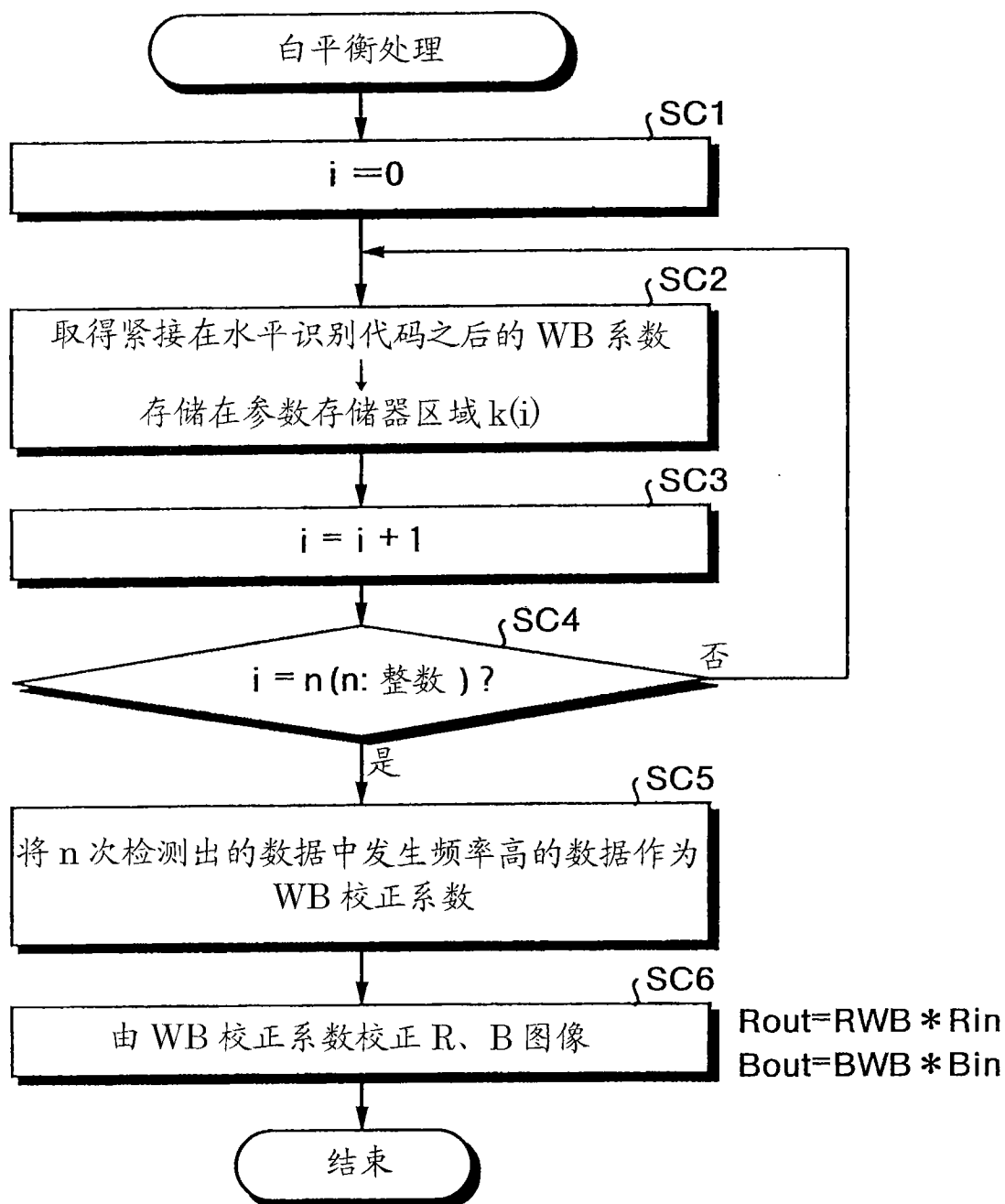


图 11

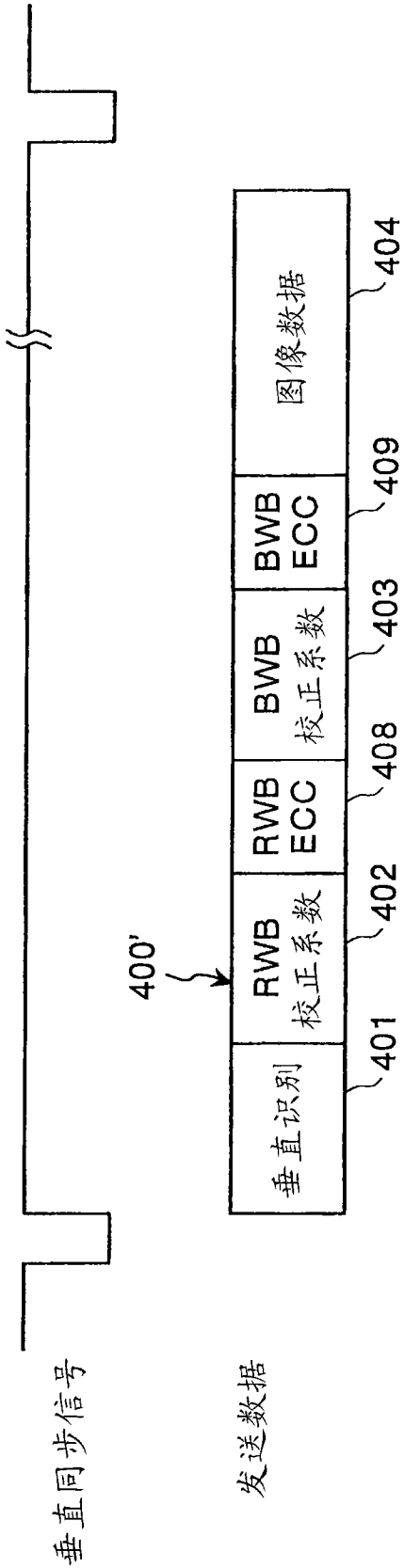


图 12

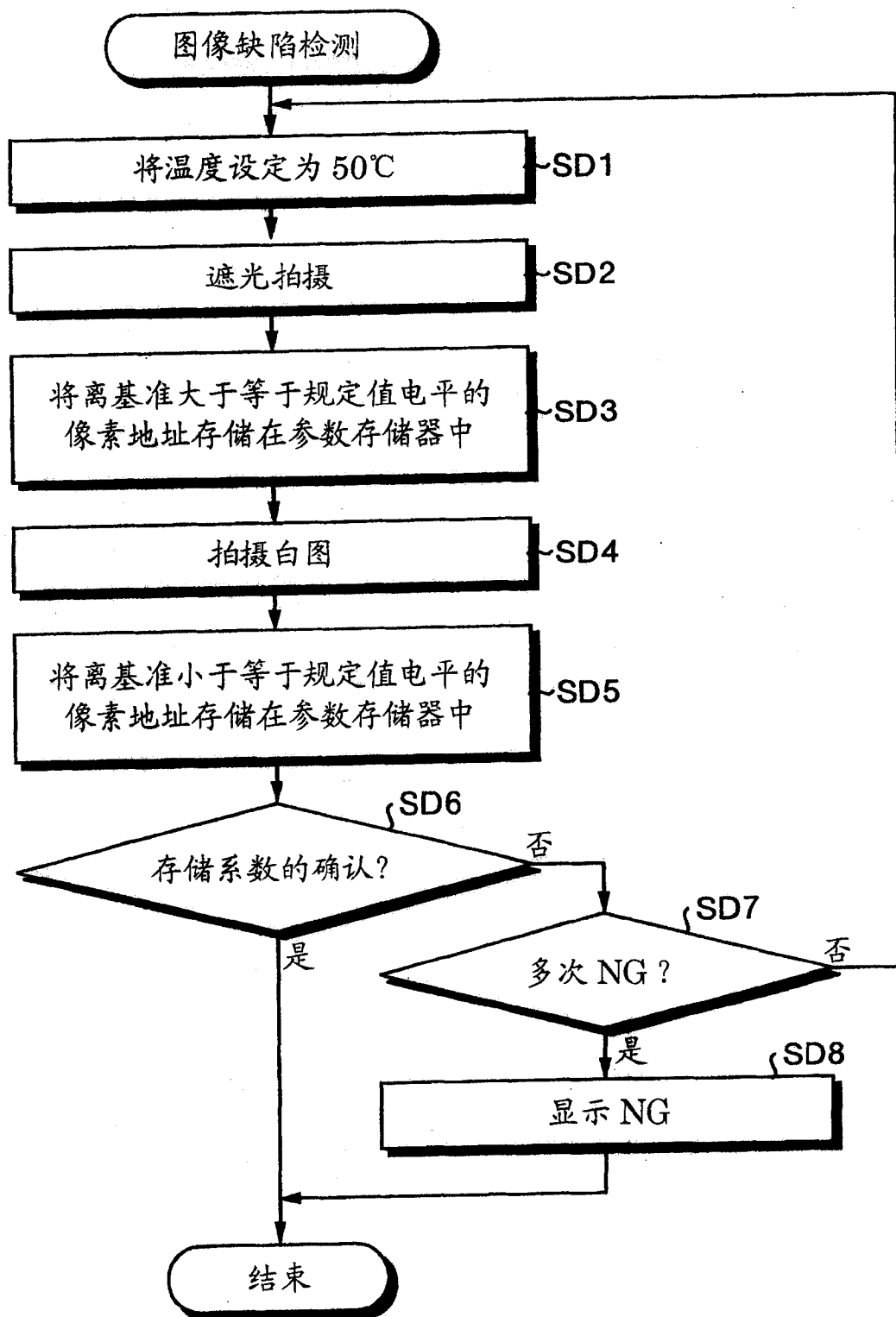


图 13

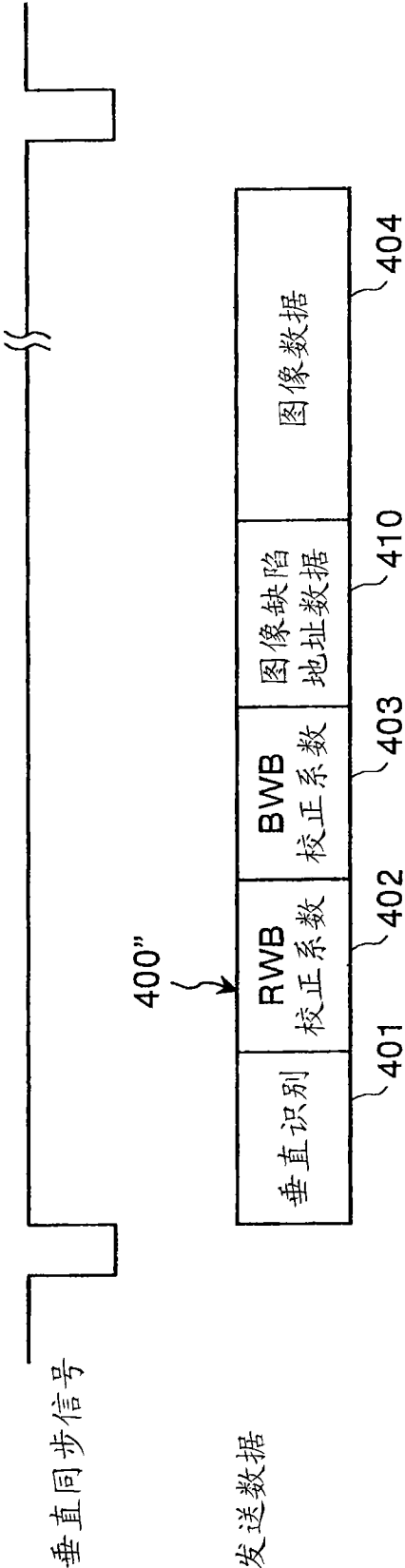


图 14

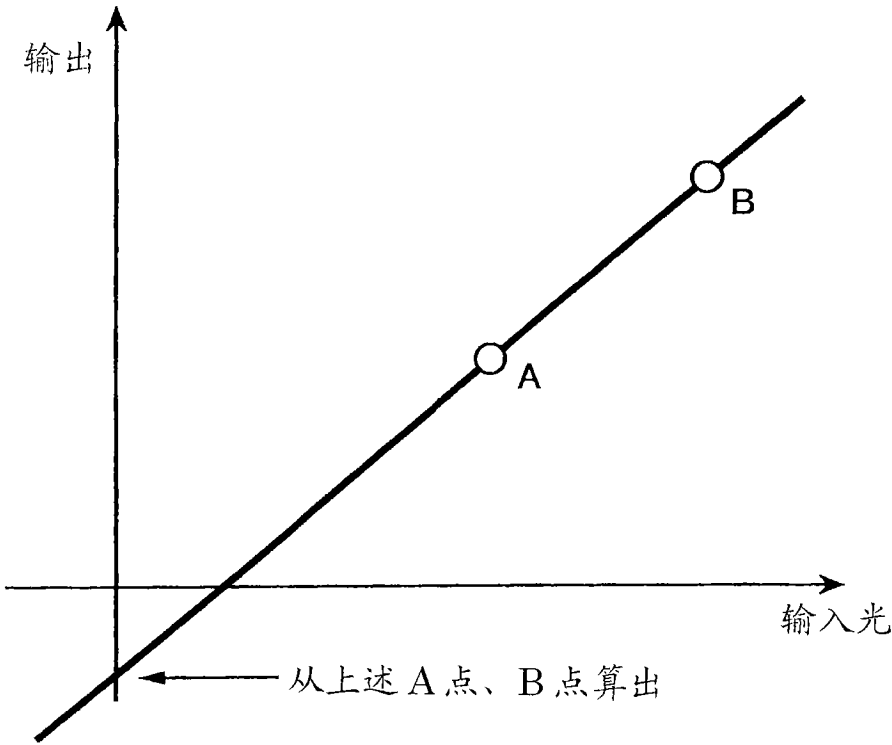


图 15

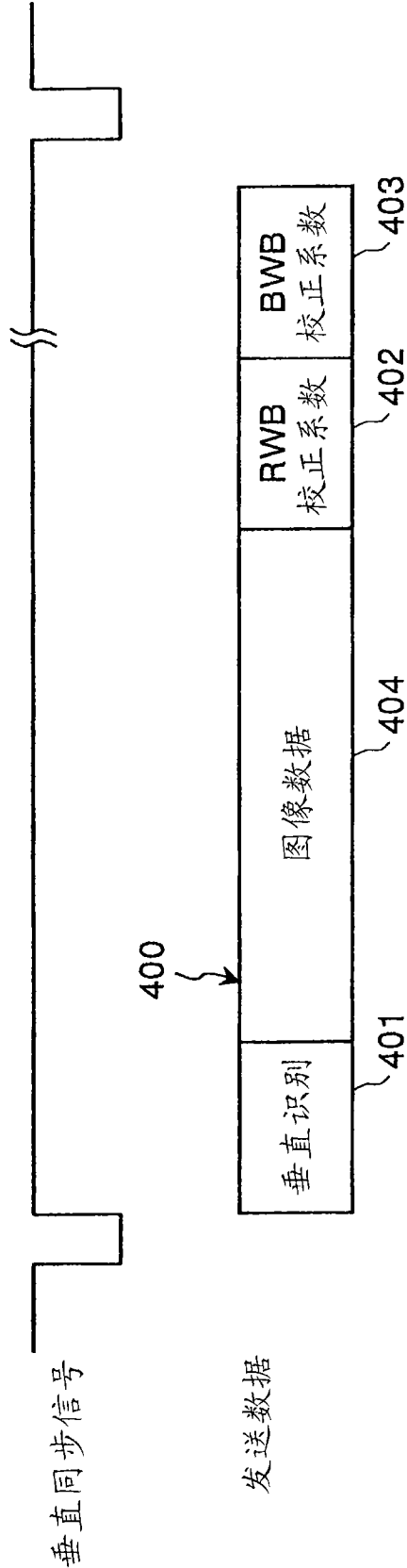


图 16

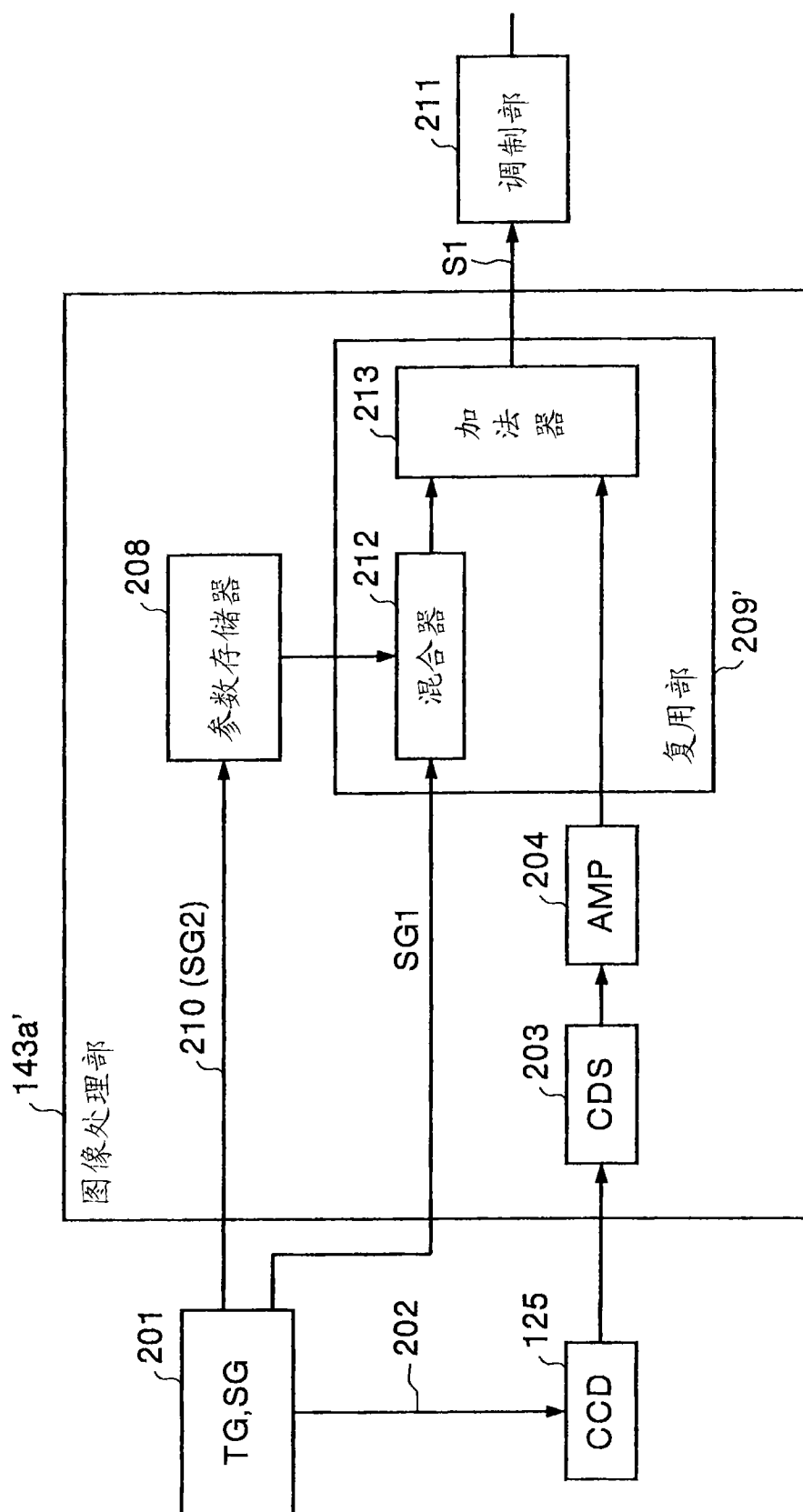


图 17

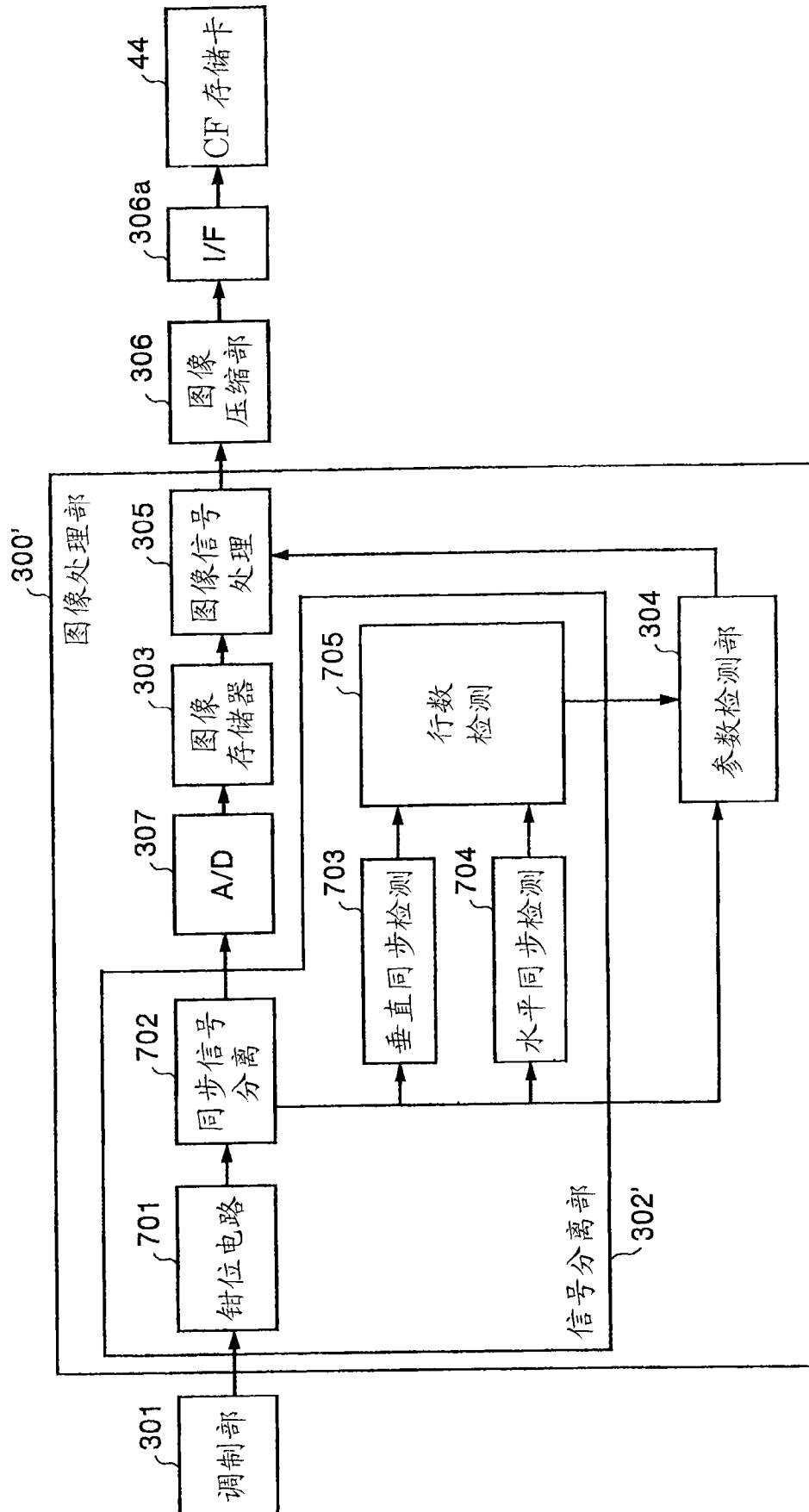


图 18

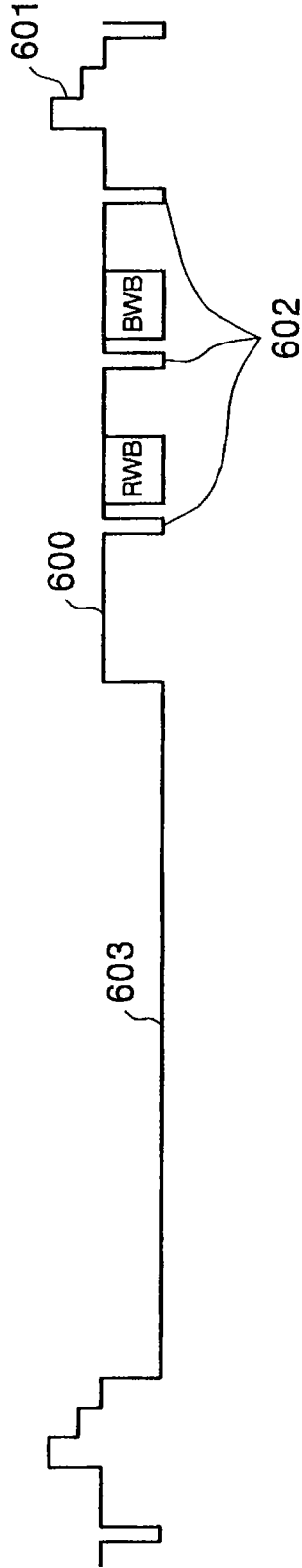


图 19

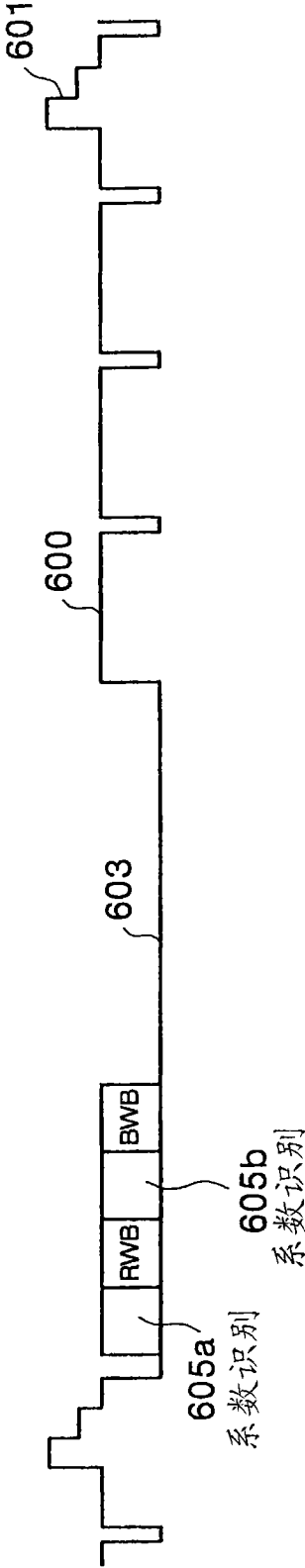
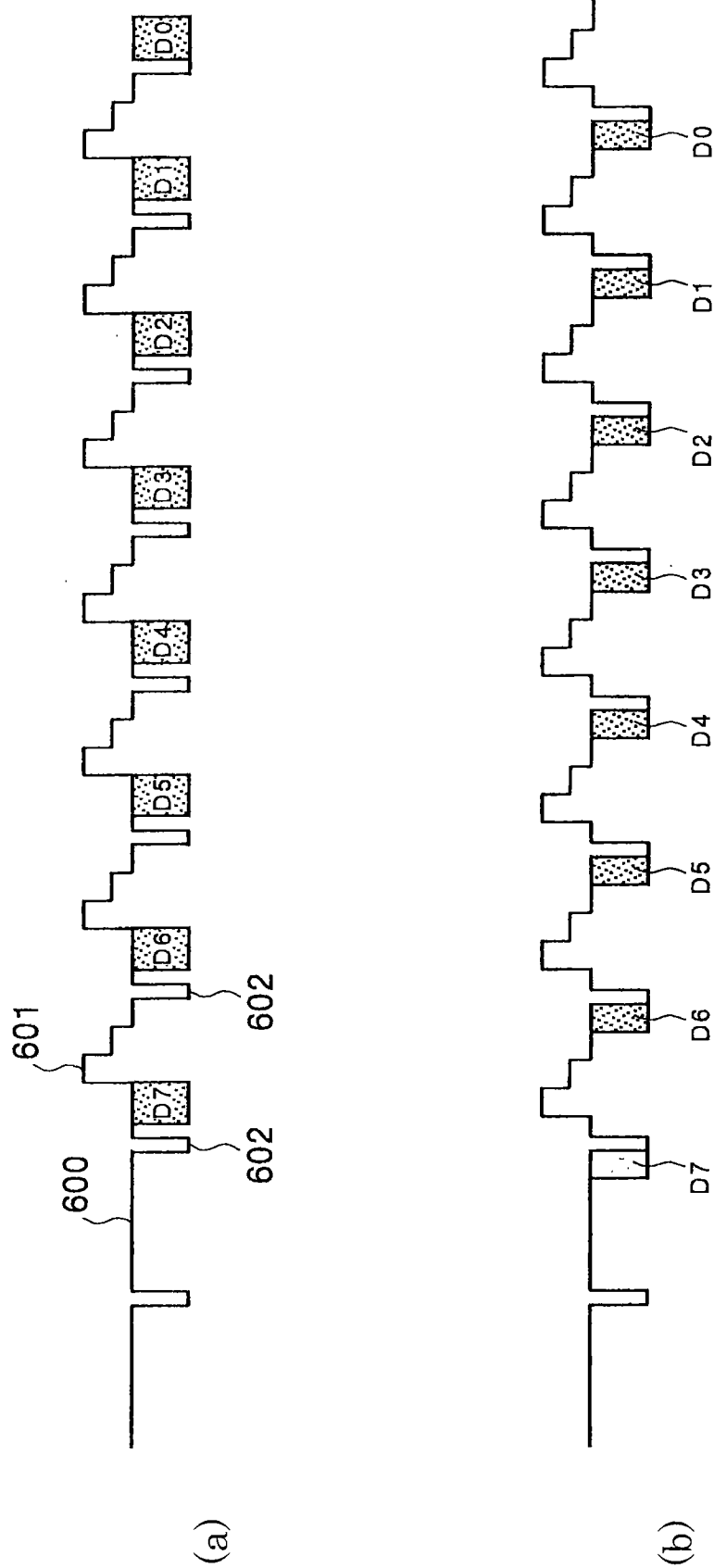


图 20



21

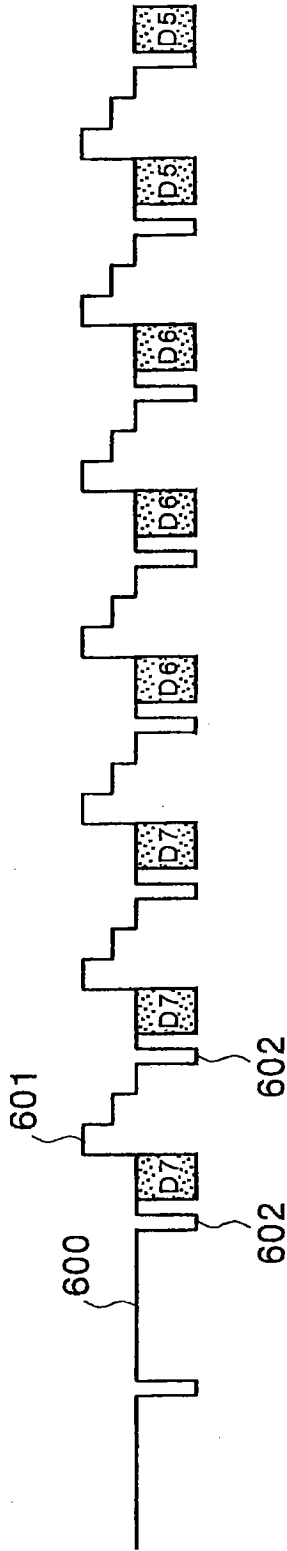


图 22

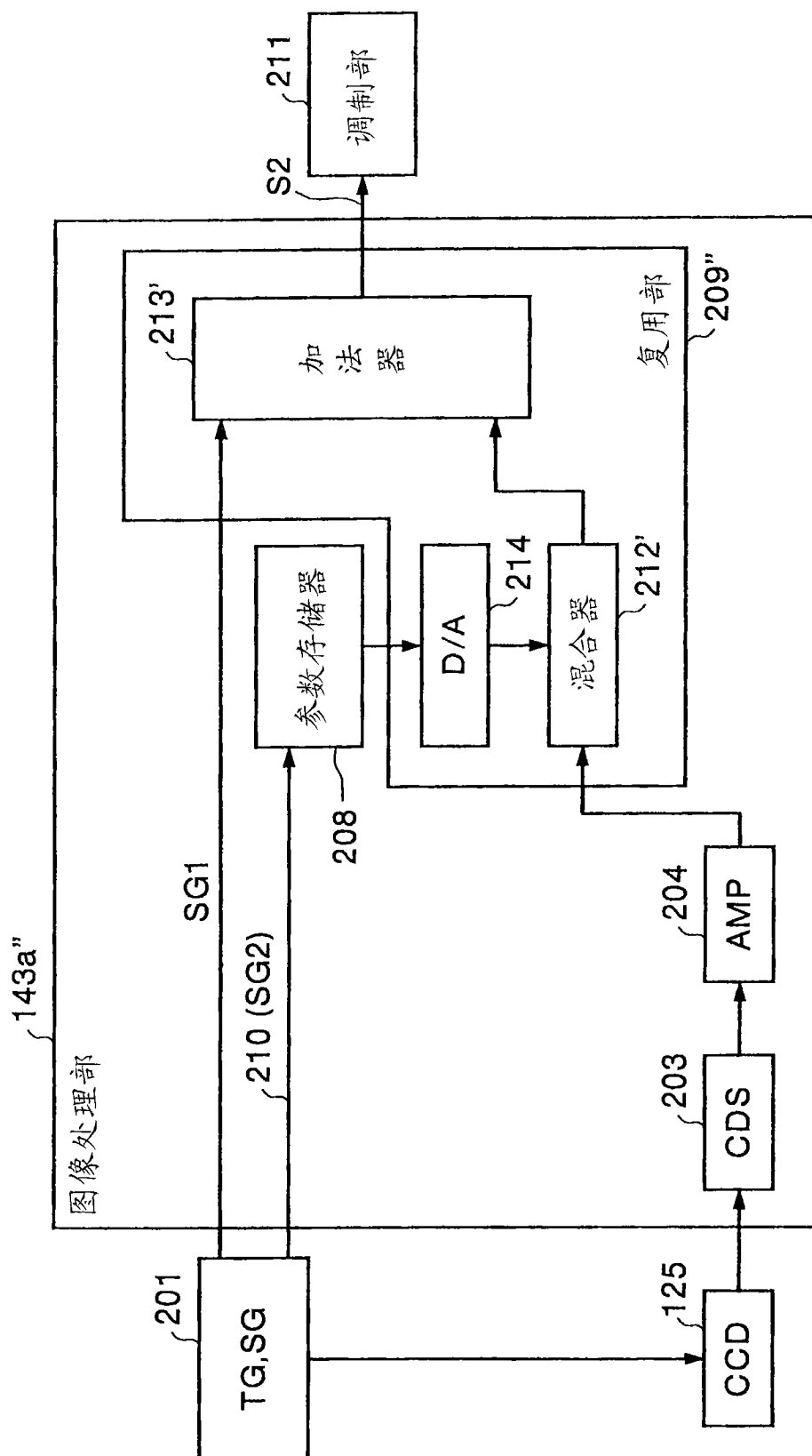


图 23

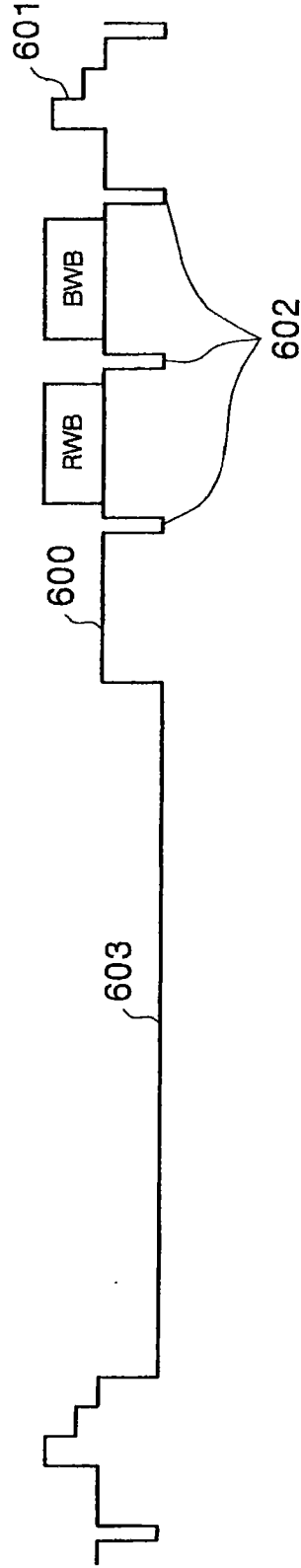


图 24

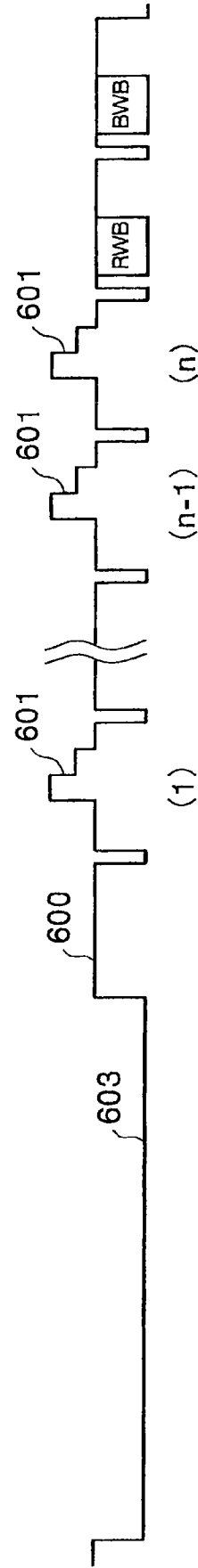


图 25

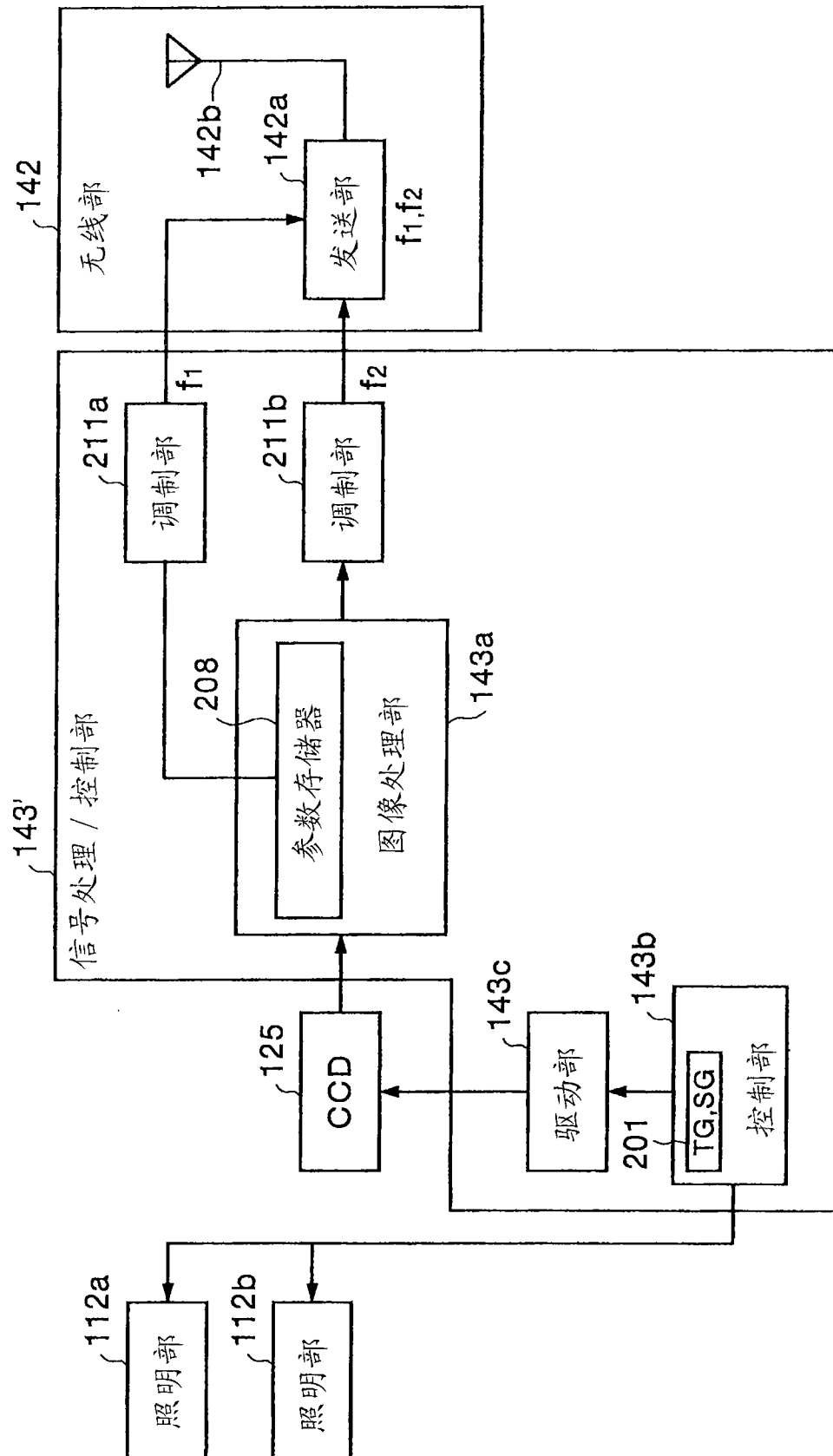


图 26

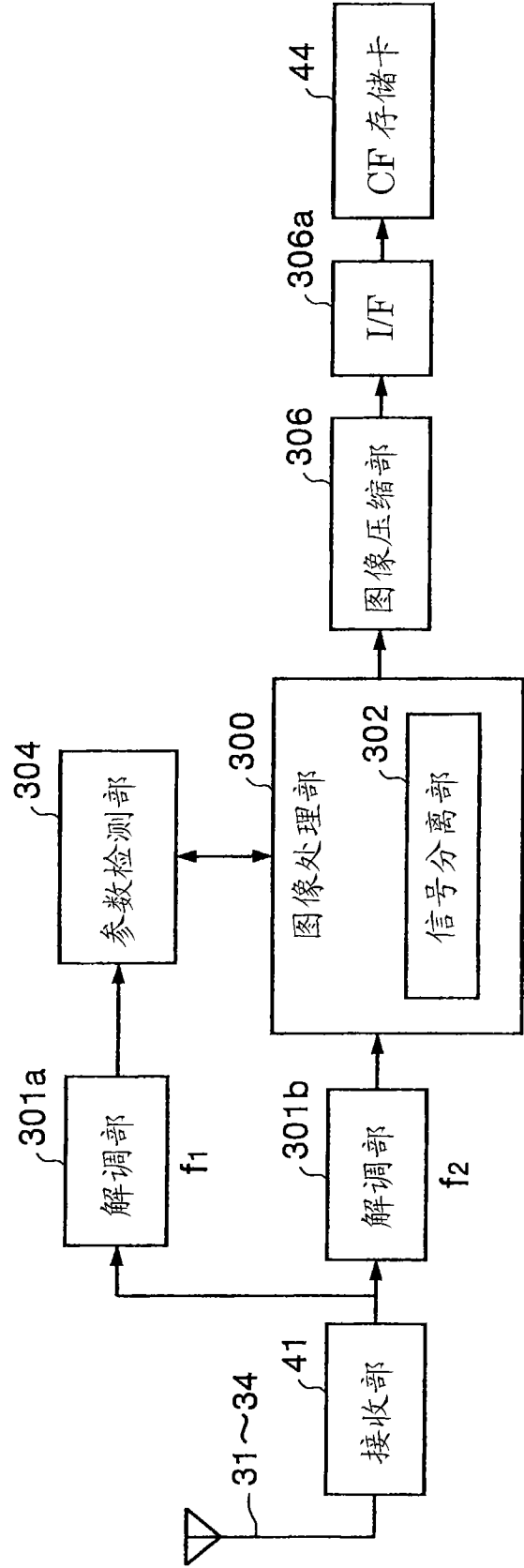


图 27

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	CN1809309B	公开(公告)日	2010-11-10
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		
审查员(译)	高虹		
优先权	2003180138 2003-06-24 JP		
其他公开文献	CN1809309A		
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)，发送存储在所述存储部中的所述信号处理用数据。所述信号处理用数据是在所述胶囊型内窥镜出厂前预先求出的值。所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；所述摄像元件拍摄颜色信号处理用图得到的图像数据；表示所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。所述发送部将所述信号处理用数据与由所述摄像元件拍摄的摄像数据一起进行发送。

